

METHOD FOR PROVIDING COMPOSITION IMAGE OF INSPECTION OBJECT IN REAL TIME

Publication number: JP11108845 (A)

Publication date: 1999-04-23

Inventor(s): NUSS MARTIN C +

Applicant(s): LUCENT TECHNOLOGIES INC +

Classification:


- international: **G01N21/17; G01N21/35; G01N21/49; G01N21/84; G01N21/17; G01N21/31; G01N21/47; G01N21/84;** (IPC1-7): G01N21/35; G01N21/84


- European: G01N21/35F; G01N21/49

Application number: JP19980057176 19980309

Priority number(s): US19970040452P 19970314; US19970877054 19970617

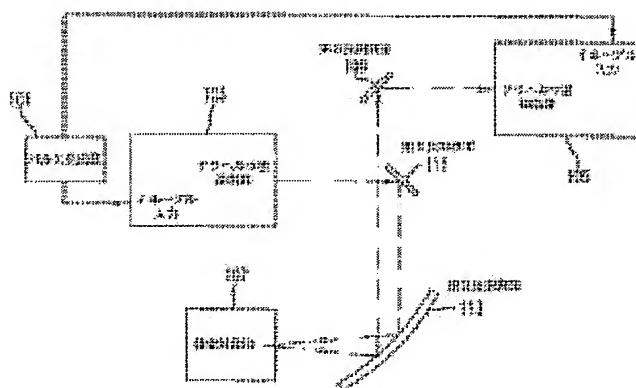
Also published as:

 EP0864857 (A1)

 US6078047 (A)

Abstract of JP 11108845 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To obtain information on a resolution and a composition in a depthwise direction of an object to be inspected, by projecting a waveform including electromagnetic radiation pulses in a 10^{12} Hz frequency range and measuring a related delay time of pulses reflected at the object. **SOLUTION:** Electromagnetic radiation T-ray pulse beams in a T-ray frequency range generated by a tera Hz (T-ray) wave transmitter 103 are reflected at a first reflecting surface 111 and a second reflecting surface 113, brought in an inspection object 107 and reflected. The reflected beams are reflected at a third reflecting surface 109 and received by a T-ray wave detector 105. In this case, a reflection waveform includes a plurality of distorted pulses with time of various amplitudes and polarities because of the reflection at a discontinuous dielectric body in the inspection object 107. An arrival time of each of the plurality of detected reflected pulses is measured at an operation process. A position of an interface of the dielectric body in the inspection object 107 in a propagation direction is determined from related delay times. Information on a resolution, a composition in a depthwise direction of the inspection object 107 is obtained in this manner.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-108845

(43) 公開日 平成11年(1999) 4月23日

(51) Int.Cl.⁶ 識別記号
G 0 1 N 21/84
21/35

F I
G 0 1 N 21/84 Z
21/35 Z

審査請求 未請求 請求項の数27 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平10-57176
(22) 出願日 平成10年(1998) 3月9日
(31) 優先権主張番号 60/040452
(32) 優先日 1997年3月14日
(33) 優先権主張国 米国 (U S)
(31) 優先権主張番号 08/877054
(32) 優先日 1997年6月17日
(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 596077259
ルーセント テクノロジーズ インコーポ
レイテッド
Lucent Technologies
Inc.
アメリカ合衆国 07974 ニュージャージ
ー、マレーヒル、マウンテン アベニュー
600-700
(74) 代理人 弁理士 三俣 弘文

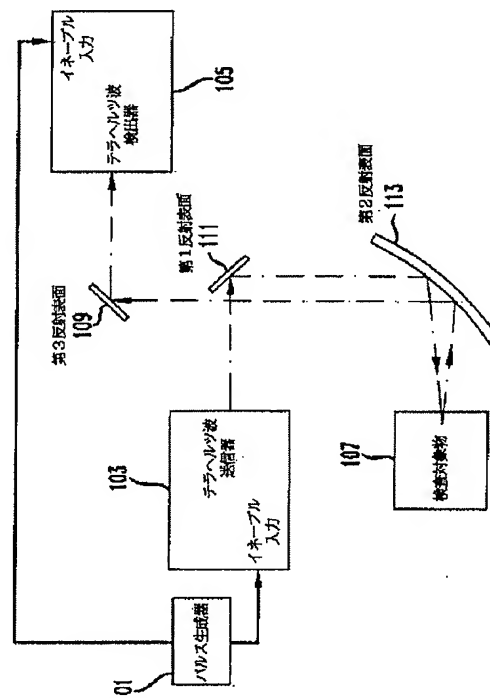
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 検査対象物の組成画像をリアルタイムで提供する方法

(57) 【要約】

【課題】 検査対象物に関する深さ方向の解像度および構成組成上の情報を与えるようなテラヘルツ画像処理の装置と方法を提供する。

【解決手段】 本発明は、テラヘルツ周波数範囲の電磁放射のパルスを含む波形で検査対象物を照射するステップと、検査対象物内の不連続の部分を決定するために検査対象物により反射されたパルスの関連遅延時間を測定するステップとからなることを特徴とする検査対象物の組成画像をリアルタイムで提供する方法。前記電磁放射のパルスは、約10-10,000フェムト秒の範囲の持続時間を有するパルスを含む。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 (a) テラヘルツ周波数範囲の電磁放射のパルスを含む波形で検査対象物を照射するステップと、

(b) 検査対象物内の不連続の部分を決定するために検査対象物により反射されたパルスの関連遅延時間を測定するステップとからなることを特徴とする検査対象物の組成画像をリアルタイムで提供する方法。

【請求項2】 前記電磁放射のパルスは、約10-10,000フェムト秒の範囲の持続時間を有するパルスを含むことを特徴とする請求項1の方法。

【請求項3】 前記不連続は、誘電体界面であることを特徴とする請求項1の方法。

【請求項4】 前記(b)の測定ステップは、検査対象物のフルボリウム画像をリアルタイムで与えるために、前記関連遅延時間を用いるステップを含み前記フルボリウム画像は、検査対象物の内部の組成上の不連続の深さ位置を示す画像であることを特徴とする請求項3の方法。

【請求項5】 (a) テラヘルツ周波数範囲の電磁放射のパルスを含む波形で検査対象物を照射するステップと、

前記検査対象物は、電磁放射の少なくとも一部を反射パルスとして反射し、前記電磁放射は、一組の平行軸により規定される伝播方向に沿って伝播し、

(b) 前記反射パルスを検出器で受信するステップと、

(c) 前記検出器で受信した複数の反射パルスの各々の到着時間を測定するステップと、

(d) 前記到着時間から、伝播方向に沿って検査対象物内の誘電体界面の位置を決定するステップとからなることを特徴とする検査対象物の組成画像をリアルタイムで提供する方法。

【請求項6】 前記電磁放射のパルスは、約10-10,000フェムト秒の範囲の持続時間を有するパルスを含むことを特徴とする請求項5の方法。

【請求項7】 前記電磁放射のパルスは、第2パルスから時間的に離間した第1パルスを含み、

前記(c)のステップは、前記検査対象物から反射された第1パルスの受信時と、前記検査対象物から反射された第2パルスの受信時との間の経過時間を決定するステップを含むことを特徴とする請求項6の方法。

【請求項8】 前記(c)の測定ステップは、検査対象物のフルボリウム画像をリアルタイムで与えるために、前記関連遅延時間を用いるステップを含み前記フルボリウム画像は、検査対象物の内部の組成上の不連続の深さ位置を示す画像であることを特徴とする請求項7の方法。

【請求項9】 前記検査対象物より反射されたパルスは、検査対象物の三次元断層映像画像を提供するために時間領域で解析されることを特徴とする請求項5の方

法。

【請求項10】 前記反射波形の解析は、テラヘルツ波の放射の伝播方向に沿って誘電体界面の位置を決定するために、反射パルスの到着時間を用いることを特徴とする請求項5の方法。

【請求項11】 (a) テラヘルツ周波数範囲の電磁放射のパルスを含む波形で検査対象物を照射する電磁エネルギーソースと、

(b) 検査対象物により反射されたパルスの関連遅延時間を測定することにより、検査対象物内の不連続の部分を決定する測定装置とからなることを特徴とする検査対象物の組成画像をリアルタイムで提供する装置。

【請求項12】 前記(a)の電磁エネルギーソースは、約10-10,000フェムト秒の範囲の持続時間を有するパルスを生成することを特徴とする請求項11の装置。

【請求項13】 前記検査対象物は、誘電体界面の形態の不連続を有することを特徴とする請求項11の装置。

【請求項14】 (c) 前記(b)の測定装置に接続され、検査対象物のフルボリウム画像をリアルタイムで与えるために、前記関連遅延時間を用いる画像処理装置と、

をさらに有し、前記フルボリウム画像は、検査対象物に関する組成上の深さ情報を含むことを特徴とする請求項11の装置。

【請求項15】 (a) テラヘルツ周波数範囲の電磁放射のパルスを含む波形で検査対象物を照射する電磁エネルギーソースと、

前記検査対象物は、電磁放射の少なくとも一部を反射パルスとして反射し、前記電磁放射は、一組の平行軸により規定される伝播方向に沿って伝播し、

(b) 前記反射パルスを検出器で受信する検出器と、

(c) 前記(b)の検出器に接続され、前記検出器で受信した複数の反射パルスの各々の到着時間を測定する測定装置と、

(d) 前記到着時間から、伝播方向に沿って検査対象物内の誘電体界面の位置を決定する計算装置とからなることを特徴とする検査対象物の組成画像をリアルタイムで提供する装置。

【請求項16】 前記電磁放射のパルスは、約10-10,000フェムト秒の範囲の持続時間を有するパルスを含むことを特徴とする請求項15の装置。

【請求項17】 前記電磁放射のパルスは、第2パルスから時間的に離間した第1パルスを含み、

前記(c)の測定装置は、前記検査対象物から反射された第1パルスの受信時と前記検査対象物から反射された第2パルスの受信時との間の経過時間を決定する装置を含むことを特徴とする請求項16の装置。

【請求項18】 (d) 前記(c)の測定装置に接続され、検査対象物のフルボリウム画像をリアルタイムで

与えるために、前記関連遅延時間を用いる画像処理装置をさらに有し、

前記フルボリューム画像は、検査対象物の内部の組成上の不連続の深さ位置を示す画像であることを特徴とする請求項17の装置。

【請求項19】 前記検査対象物は、ガスまたはガス混合物を含み、

前記画像処理装置は、線形予測符号化技術を用いて前記ガスまたはガス混合物の画像を生成することを特徴とする請求項18の装置。

【請求項20】 前記(d)画像処理装置が検査対象物の三次元断層映像画像を与えるために、前記(c)測定装置は、前記対象物により反射されたパルスを時間領域で解析することを特徴とする請求項19の装置。

【請求項21】 前記反射波形の解析は、テラヘルツ波の放射の伝播方向に沿って誘電体界面の位置を決定するために、反射パルスの到着時間を用いることを特徴とする請求項15の装置。

【請求項22】 (a)テラヘルツ周波数範囲の電磁放射のパルスを含む波形で検査対象物を照射するステップと、

前記検査対象物は、電磁放射の少なくとも一部を反射パルスとして反射し、前記電磁放射は、一組の平行軸により規定される伝播方向に沿って伝播し、

(b)前記反射パルスを検出器で受信するステップと、

(c)前記検出器で受信した複数の反射パルスの各々の到着時間を測定するステップと、

(d)検査対象物用のインパルス応答関数の近似を得るために複数の反射パルスを信号処理し、フィルタ処理するステップと、

(e)測定された到着時間を検査対象物の深さ情報に変換するステップと、

(f)検査対象物用のインパルス応答関数から検査対象物の材料特性を得るステップとからなることを特徴とする検査対象物の画像をリアルタイムで提供する方法。

【請求項23】 前記(d)の信号処理ステップは、反射パルスを基準波形をもってディコンボルブするステップを含むことを特徴とする請求項22の方法。

【請求項24】 前記(d)のフィルタ処理ステップは、前記ディコンボルブするステップで蓄積されたノイズを除去するためにウェーブレットフィルタ処理するステップを含むことを特徴とする請求項22の方法。

【請求項25】 前記検査対象物の材料特性は、検査対象物の屈折率プロファイルを含むことを特徴とする請求項22の方法。

【請求項26】 前記検査対象物の屈折率プロファイルに関する情報は、各誘電体の不連続の反射係数の大きさから決定することを特徴とする請求項25の方法。

【請求項27】 (g)反射に起因する反射パルスの信号減衰および/または照射用の電磁放射と検査対象物内

の特定の不連続との間にある組成層からの信号吸収を計算するステップをさらに有することを特徴とする請求項22の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、電磁波画像処理に関し、特に、テラヘルツ周波数領域で動作する画像処理技術に関する。

【0002】

【従来の技術】テラヘルツ周波数領域における電磁波放射の時間領域測定は、分光計の動作環境で用いられている。しかし、検査対象物の画像をリアルタイムで提供するために、テラヘルツの電磁放射を用いることは、テラヘルツの波形の捕獲時間が長くなるために実際的ではない。この捕獲時間は通常数分の範囲である。テラヘルツ放射のパルスを用いると、現在のテラヘルツ(T-レイと称する)の画像処理技術は、1個のテラヘルツ波形の獲得時間を適正なS/N比を維持しながら数分単位から数ミリ秒単位に減らすことができる。

【0003】この技術の例は米国特許第5,623,145号(1997年4月22日出願,発明者 Martin C. Nuss)と、米国特許出願第08/711,146号(1996年9月9日出願,発明者 M.C. Nuss)に開示されている。しかしこの技術は、テラヘルツ波形の時間領域の特性を十分には利用し尽くしていない。したがって、表示される画像は、テラヘルツ波形のフーリエスペクトラムをデジタル信号プロセッサ(DSP)でもって積分することにより得られた透過パワーあるいは反射パワーを示しているにすぎない。

【0004】このような画像は、検査対象物の物体内の構成組成上の不連続の場所を示すような画像として定義されるフルボリューム画像ではない。透過パワーおよび/または反射パワーを示すに過ぎない画像は、不連続の位置を含むような検査対象物に関する構成組成上の情報を表すものでない。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】したがって本発明の目的は、検査対象物に関する深さ方向の解像度および構成組成上の情報(フルボリューム画像)を与えるようなテラヘルツ画像処理の装置と方法を提供することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】検査対象物の深さ方向の解像度と構成組成上の画像(フルボリューム画像)をリアルタイムで与えるような本発明の方法は、請求項1に記載した特徴を有する。さらにまた本発明の実施例によれば、波形は、請求項2に記載したような特徴を有する。

【0007】

【発明の実施の形態】図1は本発明の一実施例により構成されたテラヘルツ画像処理システムのブロック図であ

る。テラヘルツ波送信器103は、テラヘルツ電磁放射のソースである。テラヘルツ波送信器103はイネーブル入力的手段により制御されている。イネーブル入力の状態は、テラヘルツ波送信器103の出力に関係している。例えば、パルスがテラヘルツ波送信器103のイネーブル入力に存在する時には、送信器はターンオンされ、テラヘルツ周波数範囲の電磁エネルギーをパルスの持続時間に等しいある持続時間だけ与える（これは必ずしも本発明の必須要件ではない）。

【0008】実施例によれば、パルスがイネーブル入力に存在するときは、これは所定の時間（パルスの持続時間とは無関係な）の間、テラヘルツ波送信器103が活性状態になり、その後テラヘルツ波送信器103は自動的にターンオフされる。パルスがテラヘルツ波送信器103のイネーブル入力に所定の時間与えられない場合には、送信器はターンオフされ、テラヘルツ電磁放射は生成されない。

【0009】テラヘルツ波送信器103のイネーブル入力はパルス生成器101に接続されている。パルス生成器101は、光学ゲーティングパルスを生成するが、そのパルスの持続時間は約10-10,000フェムト秒の範囲内である。かくして、パルス生成器101はテラヘルツ波送信器103を制御して、テラヘルツ波送信器103が各バーストの範囲が10から10,000フェムト秒の範囲になるようなテラヘルツ電磁放射のバーストを生成させる。テラヘルツ波送信器103により生成された電磁放射は、テラヘルツパルスのビームの形態である。

【0010】テラヘルツ波送信器103により生成されたテラヘルツパルスのビームは、第1反射表面111に入射する、そしてこの第1反射表面111がこれらほとんどの全てのビームを第2反射表面113に向けて反射する。この実施例においては、第1反射表面111はフラットで、第2反射表面113はパラボラ形状をしている。第2反射表面113により反射されたビームのほとんど全ては、検査対象物107に向けられる。第2反射表面113は、テラヘルツパルスのビームが検査対象物107にほぼ直角の入射角となるように入射し、そしてこのビームが検査対象物107の表面近傍で焦点を合わせることとなるように配置される。

【0011】図1に示したシステムの実施例においては、ビームは第2反射表面113の焦点パラメータを検査対象物107と第2反射表面113の間の距離に関係する値に設定することにより、検査対象物107の表面に焦点を合わせようにすることができる。ビームが検査対象物107の表面あるいはその近傍に焦点が合うようにされると、これにより解析制限性能に対応する空間解像度を向上させることになる。

【0012】検査対象物107に入射するテラヘルツパルスのビームの一部は、検査対象物107により反射さ

れる。その後このテラヘルツパルスの反射ビームは、第2反射表面113により再度コリメートされ、その後第3反射表面109により捕獲され、そしてこの第3反射表面109が反射ビームをテラヘルツ波検出器105に向ける。このビームは、検査対象物107によりほぼ直角の入射となるように反射される。

【0013】その中に複数の反射表面を有する検査対象物107の場合、検査対象物107から戻された波形は、そこに入射した波形の複数のレプリカからなり、各反射表面は入射波形の対応するレプリカを戻す。入射波形がテラヘルツ放射の単一パルスの場合には、検査対象物107から反射した波形は、検査対象物107内の誘電体の不連続から反射された複数の様々な振幅と極性のそして時間的に歪んだ複数のパルスを含んでいる。

【0014】図2のA-Bは、3.5インチのフロッピーディスクを検査対象物107として用いて測定した結果を示す。テラヘルツパルスのビームは、第1反射表面111、第2反射表面113によりこのビームがフロッピーディスクの単一の点に入射し、そこから反射されるように向けられる。図2のAは3.5インチのフロッピーディスクに入射したテラヘルツパルスのグラフであり、Bはフロッピーディスクにより反射されたテラヘルツ波形のグラフであり、Cは信号処理技術を本発明の実施例により適用したBの波形のグラフであり、DはCの波形から得られた検査対象物の屈折率プロファイルのグラフである。

【0015】図2Aの波形201は、テラヘルツ波検出器105の出力点で、検査対象物107をそこに入射するほとんど全てのテラヘルツ放射をほぼ損失がゼロの状態に反射するミラーあるいは他の物体により置き換えることにより測定したものである。この場合、波形201は、検査対象物107に入射したテラヘルツパルスの逆極性のレプリカを表す。波形201（図2A）は、検査対象物107に入射した実際の波形とは、前記のミラーあるいは他の金属性対象物で発生する180度の移送シフトにより極性が反転している。201内のメインパルス202の後の小さな振動は、ビームパス内の残留水蒸気の影響であり、システムの動作に大きな影響を及ぼすものではない。

【0016】波形205（図2B）は、検査対象物107により反射され、テラヘルツ波検出器105に測定された代表的な波形である。この波形205は、入射波形201の歪付きレプリカ207, 209, 211からなる。入射波形201の各歪付きレプリカ207, 209, 211は、フロッピーディスクの特定の構成組成上の不連続点の反射に対応する。あるタイプの構成組成上の不連続は、誘電体界面である。このような誘電体界面は、空気がプラスチックに接触する場所、プラスチックが空気に接触する場所、あるいは磁気記録材料の表面から発生する。各反射波の極性と振幅は各界面で反射係数

により決定され、対応する屈折率ステップの大きさと符号に関連している。

【0017】図2Bの例においては、フロッピーディスクのフロントプラスチックカバーとバックプラスチックカバーからの反射は、歪付きレプリカ207と211により表され、はっきりと分かる。しかし、磁気記録材料の厚さは薄いので、そのフロント表面とバック表面から反射された波形は明確に区別できず、1個の歪付きレプリカ209として見える。入射波形201は、検査対象物107内を伝播している間その波形をほとんど変化させることはない。理由は、フロッピーディスクのプラスチック材料は、吸収も少なく分散も少ないからである。他の検査対象物が用いられた場合には、反射波形はその形状が大きく変わることがある。

【0018】図2Cは、波形205に対し様々な演算処理ステップを施した後の波形215を表す。これらの演算処理ステップには、テラヘルツ波検出器105のフィルタ処理されたフーリエディコンボリューションの機械応答とその後のノイズを取り除くためのウェーブレットフィルタプロセスが含まれる。この演算処理により反射界面の一部に対応する各時間遅延でのシャープなスパイクを生成する。

【0019】かくしてこの演算処理は、様々な界面の位置を正確に決定できるようになる。図2Bの波形205とは対称的に、薄い(約120nm厚の)磁気記録材料の前面と裏面は、図2Cの処理波形215によりはっきりと観測できる。これは $L_c/2$ の予測解像度と一致する。但し、 $L_c = 200\mu m$ は、挿間材料(intervening material)内のテラヘルツパルスのコヒーレント長さである。

【0020】これに対し、他に反射面が近くにない場合には、反射表面の場所はわずかに数ミクロンの精度でもって決定できる。波形205(図2B)の振幅は4倍にスケールアップしてあり、3個のカーブが振幅の軸に沿って垂直方向にオフセットしてある。図2Dにおいては、検査対象物の屈折率プロファイルが次式(3)に関し説明した手順に従って、図2Cの処理後の波形から抽出できる。

【0021】図3AとBは図1のシステムを用いて得た検査対象物の画像である。この検査対象物はフロッピーディスクで図3Aの画像は、ディスクによりテラヘルツパルスの反射を測定することにより得られたディスクの二次元の画像(従来技術)を表す。具体的に説明すると図3Aの画像は、反射波形をデジタル信号プロセッサ(DSP)を用いてリアルタイムで処理し、反射パワーをグレイスケールに変換して全反射パワーを計算することにより得られたものである。

【0022】これは米国特許第5,623,145号で紹介された元のT-レイ画像処理にほぼ同じであるが、この反射方式が本発明で用いられている。様々な特徴を

有するフロッピーディスクのプラスチックカバーとフロッピーディスク内の円盤状の記録用ディスクとフロッピーディスクの中心部にある金属製ハブが図3Aの画像ではっきりと見てとれる。

【0023】図3Bに図3Aの点線で示した垂直方向の位置($y = 15mm$)でのフロッピーディスクの断層映像T-レイ・スライスを示す。各水平方向(x)の位置に対する反射T-レイ波形のフィールド振幅は、この断層映像画像においては、遅延時間の関数として示してある。反射波形の絶対振幅は、グレイスケールに変換され、その結果入力波の単一サイクルの歪付きレプリカは、二重の黒い線(図2Bの207, 209, 211)として表れる。

【0024】図3Bの垂直方向(遅延時間)は、入射したテラヘルツパルスビームの伝播方向におけるフロッピーディスク内の深さを示している。テラヘルツビームの伝播方向に沿ったフロッピーディスクの様々な部分の位置が、この断層映像写真内で例えばフロントカバーとバックカバー、磁気記録ディスクとディスクの金属製ハブが見いだされる。この写真はまた様々な界面、例えばディスクの不透明なハブの後ろにある特徴物の間の複数の反射から得られた様々な構造を示している。

【0025】検査対象物により反射されたテラヘルツ波形は、信号処理ステップで処理され、検査対象物のある場所(x, y)における検査対象物内の層構造を明らかにする。反射波形 $B(t)$ は、図2Bの例であるが、入射波形 $A(t)$ (図2A)に数学的に関連づけられる。 $A(t)$ と $B(t)$ との間の関係は、層構造媒体のインパルス応答 $g(t)$ をコンボルトすることにより決定できる。

【数1】

$$B_j = \sum_{k=0}^M g_{j-k} A_k \quad (1)$$

【0026】上記の式においては、離散時間関数が用いられている。これらの離散時間関数の各々は、時間ステップ Δt (例、 $B_k = B(k \times \Delta t)$)のデジタル化でもって定義される。 M はデジタル化波形のサンプル数であり、この実施例では1024が用いられている。インパルス応答 $g(t)$ は、検査対象物そのものの特性であり、入射テラヘルツパルスには依存しない。係数 g_k は、 k 番目のタイムスロットにおける検査対象物から戻された反射波の振幅である。それはテラヘルツビームの伝播方向に沿って k 番目の層における反射量と前の層 $j = 1, \dots, k-1$, の透過量により決定される。

【0027】検査対象物の2つの隣接層 j と $j+1$ との間の距離 d_j は、2つの対応する反射の時間間隔 $\Delta t = t_{j+1} - t_j$ に関係する。

【数2】

$$d_j = \frac{c}{2 \times n_j} \times Dt, \quad (2)$$

ここで、 n_j は表面 j と $j+1$ の間の媒体の屈折率である。そのため各反射パルスの時間位置 (temporal position) は、検査媒体の入射テラヘルツビームの伝播方向に沿った反射海面の位置に関係する。

【0028】インパルス応答関数 $g(t)$ の近似は、測定波形 $A(t)$ と $B(t)$ を数学的にディコンボルト (mathematically deconvoluting) することにより得られる。 $g(t)$ が与えられると層構造の屈折率プロファイルが再構成させる。離散形式においては、 j 番目の時間ステップは、式 (2) で与えられる厚さ d_j と次式 (3) で与えられる屈折率 n_j の層に対応する。

【数3】

$$n_j = \prod_{i=1}^j \frac{1 - r_i}{1 + r_i} \quad (3)$$

ここで、反射係数 r_k は g_k と前の反射の繰り返しにより規定される、即ち次式である。

【数4】

$$r_k = g_k \cdot \prod_{j=1}^{k-1} \frac{1}{(1 - r_j^2)} \quad (4)$$

【0029】ここで $r_1 = g_1$ とすると、定義により最初の基準面は $n_0 = 1$ である。この式は、複数回の反射が無視できるような小さな反射係数において成り立つ。そのため吸収と分散の影響は無視する。

【0030】検査対象物の完全な三次元表示は、二次元画像と同速度で構成されるが、その理由は三番目の次元 (深さ) に関する情報の全ては単一の波形 (即ち図2Bおよび/または図2Cの波形) で構成されるからである。例えば図3Bの断層映像画像は、217個の波形から成り立ち、各波形が50msで記録されると約10秒で得られることになる。

【0031】断層映像T-レイ画像処理は、超音波画像処理が用いられる様々な動作環境に適応可能であるが、超音波画像処理での直面する問題は、空気と液体または固体の対象物との音響インピーダンスの差が大きいことであり、これにより屈折率のマッチングをとる必要がある。テラヘルツ波形においては、多くの誘電体の誘電率は、空気のそれと余り違わずそのため屈折率調整 (matching) は、T-レイ断層映像には必要ではない。

【0032】プラスチック、ボール紙、木、ゴムのような

多くの材料は、テラヘルツ周波数範囲においては、良好な透明性を有する。そのため本発明の技術は、例えば空隙あるいはクラックを検出するような品質制御アプリケーションに有効に利用できる。T-レイ断層映像の別の応用分野は、燃焼診断である。強い水の吸収が人体内の生化学の研究におけるテラヘルツ放射の利用を阻んでいたが、皮膚科における本発明のテラヘルツ断層映像を用いることにより火傷の深さおよび焼けた組織の特性を幅広くかつ高感度で測定ができるようになる。

【0033】

【発明の効果】本発明のテラヘルツ画像処理技術は、反射方式で動作する。この反射方式においてはタイミング情報が深さの情報と相関がとられ、検査対象物の断層映像スライスを得ることにより、検査対象物の幅広い範囲に亘って三次元のT-レイ断層映像が得られる。T-レイ断層映像画像処理においては、ある反射は後続の反射とは時間領域で分離され、層構造の検査媒体の各層に関する情報を個々に抽出できる。このようにして詳細な分光情報が、材料の特定でもって表面層に関して得られる。T-レイ断層映像の潜在的な応用範囲は非常に広く、例えば生化学画像処理、パッケージの検査、品質の制御のような幅広い分野で用いることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例により構成されたテラヘルツ画像処理システムのブロック図

【図2】A 検査対象物を照射するのに用いられるテラヘルツ波形

B 検査対象物により反射されたテラヘルツ波形

C 信号処理技術が適用された検査対象物により反射された波形

D 屈折率プロファイルを取り出すカーブ

【図3】A 従来技術にかかる断層 (実際には透過) 撮影画像

B 本発明による画像処理技術を用いた検査対象物の深さの解像度を有するスライス画像を表す図

【符号の説明】

101 パルス生成器

103 テラヘルツ波送信器

105 テラヘルツ波検出器

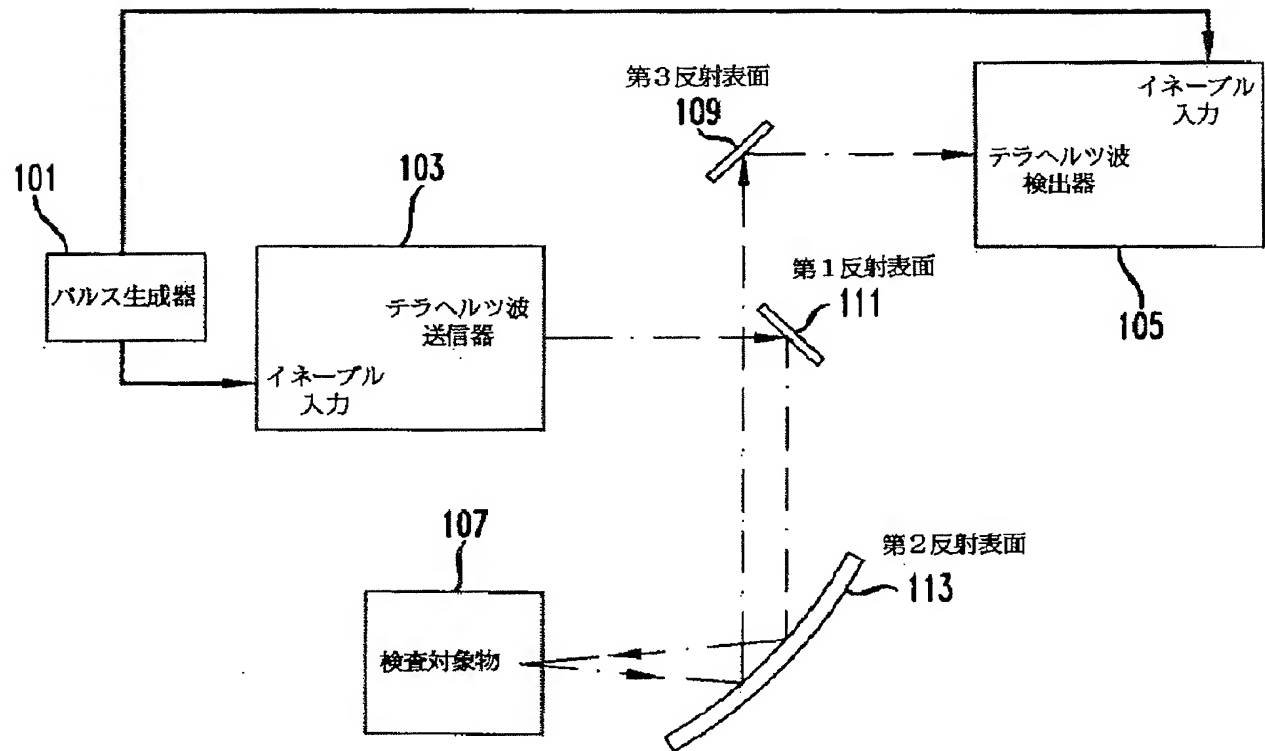
107 検査対象物

109 第3反射表面

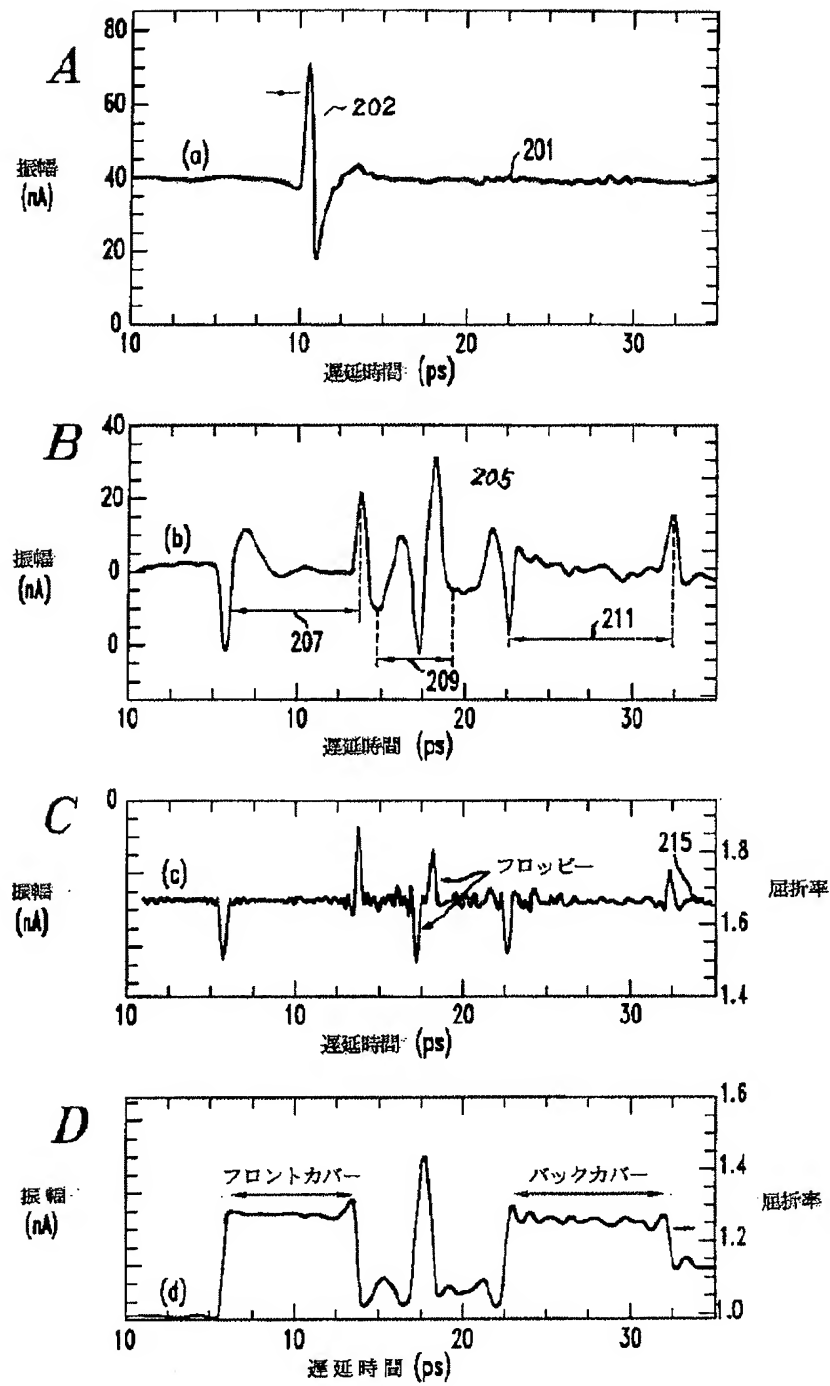
111 第1反射表面

113 第2反射表面

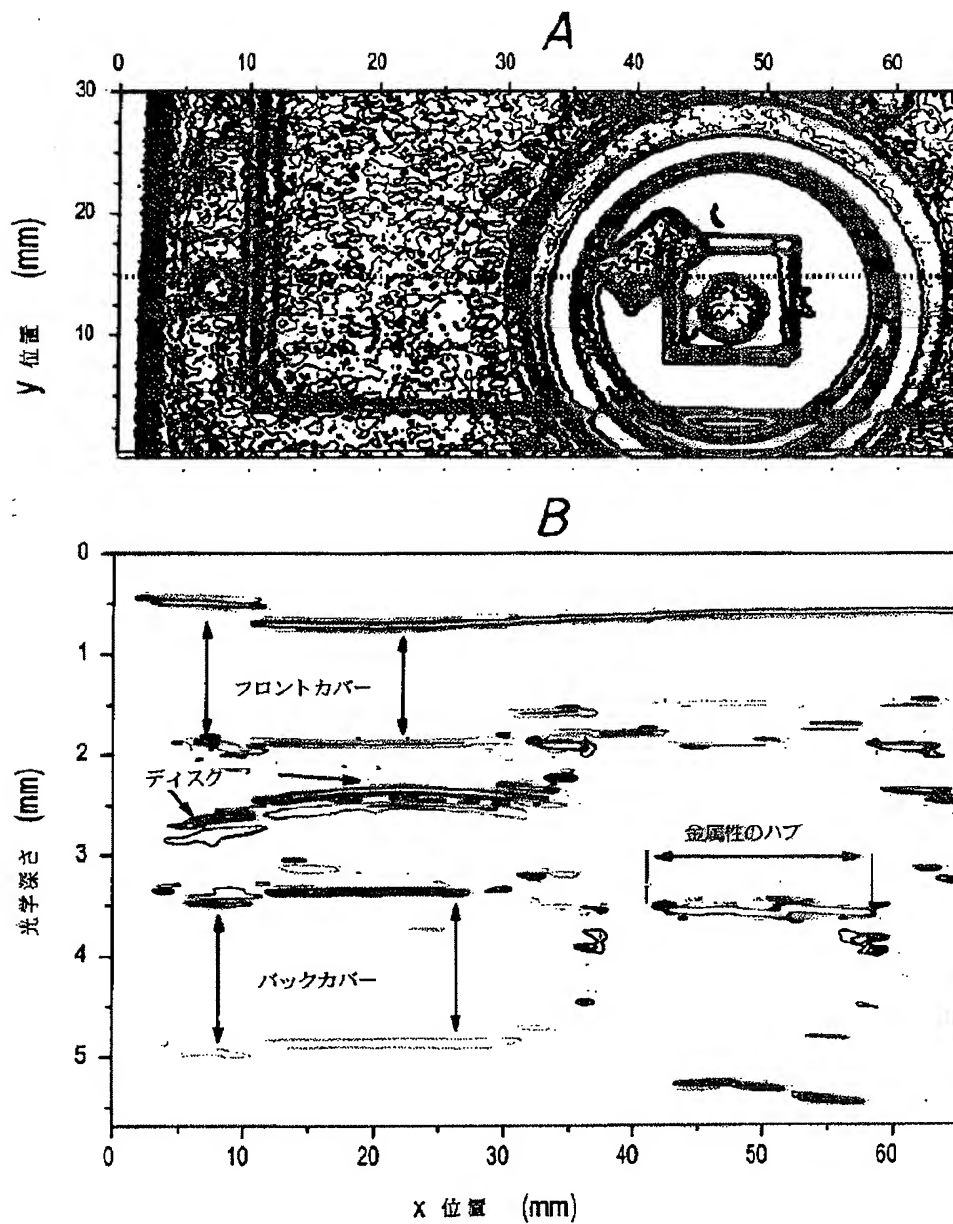
【図1】



【図 2】



【図3】



フロントページの続き

(71)出願人 596077259
600 Mountain Avenue,
Murray Hill, New Je
rsey 07974-0636 U. S. A.

(72)発明者 マーティン シー. ナス
アメリカ合衆国, 07704 ニュージャージ
ー, モンマウス カウンティー, フェア
ハーヴェン, リンカーン アヴェニュー
146

METHOD AND DEVICE FOR IMAGING TERAHERTZ

Publication number: JP8320254 (A)

Publication date: 1996-12-03

Inventor(s): MAACHIN SHII NASU +

Applicant(s): AT & T CORP +

Classification:

- **international:** G01J3/28; G01N21/17; G01N21/27; G01N21/35; G01N21/49; G01R31/308; G01J3/28; G01N21/17; G01N21/25; G01N21/31; G01N21/47; G01R31/28; (IPC1-7): G01J3/28; G01N21/17

- **European:** G01N21/35F; G01N21/49

Application number: JP19960027183 19960215

Priority number(s): US19950388933 19950215

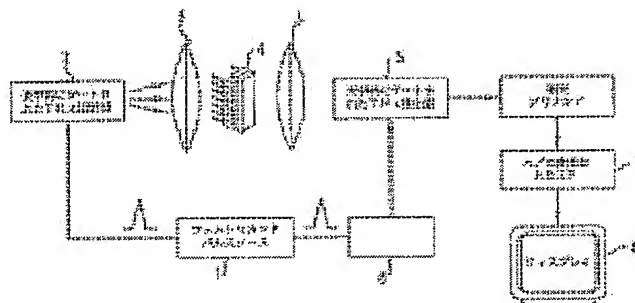
Also published as:

JP3387721 (B2)
US5710430 (A)
US5623145 (A)
EP0727671 (A2)
EP0727671 (A3)

more >>

Abstract of JP 8320254 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To discriminate between different materials and environments by collecting transmission signals propagating through an object and processing the information contained in these signals for each point or 'pixel' on the object thereby analyzing the frequency dependency in time region. **SOLUTION:** An object 4 is set in the focal plane of a tera hertz (THz) beam and scanned in x and y directions in a zigzag pattern using a motor driven orthogonal conversion stage. A scan delay section 6 varies the delay of pulse between an optically gated THz transmitter 2 and a gated detector 5. A photocurrent generated from the detector 5 is fed through a preamplifier to an A/D converter and a DSP 7. An A/D converter for converting the speed and a DSP processor for Fourier transforming the waveform are employed.; An FFT spectrum is represented by colored dots on the screen of a display 8 and the frequency components of THz are represented as a visible spectrum.



Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-320254

(43) 公開日 平成8年(1996)12月3日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 J 3/28			G 0 1 J 3/28	
G 0 1 N 21/17			G 0 1 N 21/17	Z

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平8-27183

(22) 出願日 平成8年(1996)2月15日

(31) 優先権主張番号 08/388933

(32) 優先日 1995年2月15日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 595119464

エイ・ティ・アンド・ティ・アイピーエム・コーポレーション
アメリカ合衆国, 33134 フロリダ, コーラル ゲーブルズ, ボンス ド レオン
ブウルヴァード 2333

(72) 発明者 マーチン シー, ナス

アメリカ合衆国 07704 ニュージャージー, フェア ヘヴン, リンカーン アヴェニュー 146

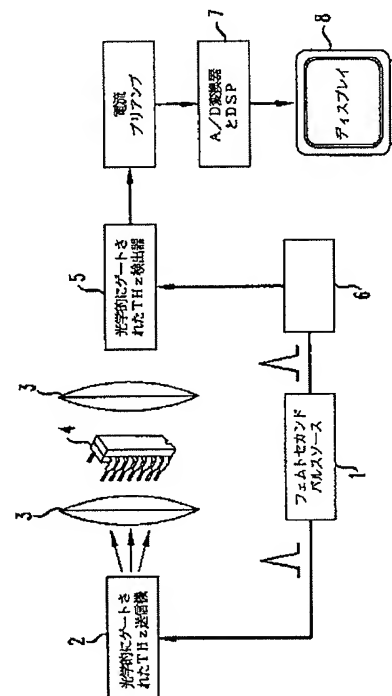
(74) 代理人 弁理士 岡部 正夫 (外10名)

(54) 【発明の名称】 テラヘルツのイメージ化の方法と装置

(57) 【要約】

【課題】 テラヘルツの周波数レンジ内での信号により物体のイメージを生成する方法と装置を提供する。

【解決手段】 特定の材料および物体は、材料または物体を通過し照明する信号中のテラヘルツ遷移の周波数依存の吸収、分散、および反射によりにより特徴付けすることができる。本発明のテラヘルツイメージ化システムは、物体を通過して伝播した送信信号を集め、次いでこれらの信号中に含まれた情報を物体上の各点または「ピクセル」に対して処理することで時間領域内の周波数依存を分析する。これは、異なる材料、化学構造、あるいは環境間を区別できる、非侵略的なイメージ化技術である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 物体イメージ化する方法であって、前記物体上の特定のポイントにおいて高速度パルスのシーケンスを送信するステップ、前記物体を通る伝播の後に前記信号を検知するステップ、前記信号が前記物体上の複数の空間的に別個の領域を通過するように前記物体を変換するステップ、及び前記物体のイメージを生成するために受信した信号中に含まれている時間領域内のスペクトル情報を分析するステップを含む物体をイメージ化する方法。

【請求項2】 前記分析するステップが特定のポイントにおける物体の構成特性を識別することを含む請求項1記載の方法。

【請求項3】 前記信号が100GHzから20THzの周波数レンジ内である請求項2記載の方法。

【請求項4】 物体をイメージ化するための装置であって、高速度パルス信号のソース、前記信号が前記物体の特定の領域上に焦点されるようにするためのイメージ化光学手段、前記物体を通る伝播の後の前記信号を受信するための検出器、前記信号が前記物体上の複数の空間的に別個の領域を通過するように前記物体を変換するための手段、および前記物体のイメージを生成するために受信した信号中に含まれている時間領域内のスペクトル情報を分析するための前記検出器に接続された手段を含む物体をイメージ化するための装置。

【請求項5】 前記分析するための手段が特定のポイントにおいて物体の構成特性を識別するための手段をさらに含む請求項4記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、テラヘルツの周波数レンジにおける分光法に関し、より詳しくは、この周波数レンジ内の信号で物体のイメージを生成するための方法と装置に関するものである。

【0002】

【発明が解決しようとする課題】テラヘルツの時間領域の分光法（THz-TDS）は遠赤外線スペクトル領域における非常に強力な分光法上の技術である。テラヘルツの放射は、P. Smithなどの、IEEE J. of Quantum Electronics、Vol. 24、No. 2、第255-260頁（1988）、およびN. Katzenellenbogenなどの、Appl. Phys. Lett.、Vol. 58、No. 3、第222-224頁（1991）に記載された光伝導性のダイポールアンテナのような、光学的にゲートされた送信機および受信機を使用して発生および

び検知される。これらの技術によれば、テラヘルツの分光法は、合理的に良好な信号対ノイズ比（約 10^4 まで）を提供し、また冷却された検出器のような特別に熱的に安定な装置なしに実施することができ、コンパクトなシステムを実現でき、また集積回路技術と互換性のある送信機と検出器を提供するものである。

【0003】テラヘルツ時間領域分光法を使用した多くの研究が固体、液体、およびガス上で実施されている。いくつかの研究においては、半導体および超電導体においてキャリアにより影響されるテラヘルツ信号のスペクトルを分析されている。他の研究においては、水蒸気および N_2 Oガス上での時間領域分光法が実施されている。その他の研究においては、液相において化学化合物のテラヘルツ時間領域分光法が報告されている。これらの全ての研究においては、その均質な領域に関するスペクトル情報を提供するために、テラヘルツ信号は単一の照明された体積領域（通常は直径25mm）において検査対象の物質を通してテラヘルツ信号が送信される。

【0004】

【課題を解決するための手段】本発明者は、時間領域分光法および、より詳しくは、テラヘルツ信号は、物体上の別個の（空間的に分離された）ポイントを通して伝播する個々の信号を集めまたこれらの信号を処理して物体のイメージを生成することによる、物体をイメージ化するために使用することができることを見出した。別個のポイントにおいて物体上の信号源に焦点し、また伝播方向を横断するパターンで物体を同時横断でソースと検出器を走査することも可能である。さらに、ソースが全体の物体を実質的に平行なビームで覆うようにして、次いで物体を走査する検出器によりサンプリングさせることも可能である。当然のことであるが、他の実施の形態においては、焦点された送信機と受信機を実質的に固定された位置において保持しながら、略横断する方向で物体を変換（translate）することも可能である。

【0005】

【発明の実施の形態】以下に、添付図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。本発明による図1のTHzイメージ化システムは、繰り返しの、フェムト秒の持続時間の、光パルスのソース1、広いスペクトル帯域幅を有する光学的にゲートされたTHz遷移の送信機2、レンズおよび／または鏡からなるイメージ化光学系3、調査されるべき物体4、時間ゲートされた検出器あるいは検出器アレイ5、THz周波数の遷移を音響的な（Hz）レンジまで一時的にヘテロダインしてこれらを電子技術により処理できるようにするために送信機上と検出器上との間のフェムト秒でゲートするパルス間の遅延を数Hzから数百Hzの速度で変化させることができる走査遅延部6、時間領域データを処理して所望の情報を抽出するためにデジタル信号プロセッサとA/D

変換器を含むデジタル信号処理ユニット7、並びにイメージを見るためのディスプレイ8を含んでいる。

【0006】特定の材料と物体は、材料または物体を通してテラヘルツ遷移の周波数依存性の吸収、分散、および反射により特徴付けすることができる。本発明のテラヘルツイメージ化システムは、物体を通して電波する送信信号を集め、次いでこれらの信号中に含まれた情報をその物体上の各ポイントまたは「ピクセル」に対して処理することにより、時間領域においてこの周波数依存性を分析する。これは、異なる材料、化学構造、あるいは環境 (environment) 間を区別できる、非侵略的なイメージ化技術である。この技術は、生体組織の生化学的なイメージ化、「安全なX線」、化学反応分析、環境上および汚染上の制御、材料検査、欠陥検出、半導体ウェハ内のドーピングの非接触性のマッピング、レーザ結晶内のドーピングと欠陥のプロフィール化、および包装検査などに限定されない用途を有している。

【0007】典型的なテラヘルツ送信機は、620nmの回りで動作するモードロックされた色素レーザあるいは800nmの回りで動作するモードロックされたTi:サファイアないしCr:LiSAFレーザのいずれかからの100fsのレーザパルスにより照明された後に1THzに集中された電磁放射の単一のサイクルを放出する。テラヘルツ遷移の持続期間が短いために、スペクトルは広帯域であり、典型的には100GHz以下から数THzまで延在している。

【0008】この時点では、THz帯域幅の電気信号の測定および処理をすることができる電子回路はない。光学およびTHzパルスの繰り返し特性（典型的には～100MHz繰り返し速度）に基づくサンプリング技術は、サンプリングウィンドウが測定されるべきいずれかのTHz遷移よりも短い場合においてTHz波形を測定するために使用できる。典型的な光伝導サンプリングゲートは0.5psより短いサンプリング時間を有し、またよって、2THz以上の周波数遷移を測定することができる。サンプリング技術においては速い電子回路は必要なく、また大ボールアンテナ内の平均の光電流だけが計測される。サンプリング範囲と同様に、THz波形と検出器のゲートパルスの間の遅延は約10-100Hzの速度でゆっくりと走査される。よって、各サンプリングのパルスは、サンプルから全体のTHz波形が再構築されるまでTHzパルスをいくらか異なる時間においてサンプリングする。これにより、THz波形のkHzレンジへの「一時的な変換」がなされて、電子回路による処理が容易となる。このようなサンプリング技術は、等価時間サンプリング (Equivalent-Time-Sampling) として知られているが、通常のデジタルサンプリングのオシロスコープを使用しても良い。この等時性のサンプリング技術は、ピコ秒の光学的

サンプリングに対してK. WeingartenなどによりIEEE J of Quantum Electronics, Vol. 24, No. 2, 第198～220頁 (1988において) 説明されている。

【0009】ほとんどではないが、多くの化合物はこれらTHz遷移によりカバーされる周波数範囲内で非常に強い周波数依存性の吸収または反射を示す。同様に、分子および化学化合物は、少なくともガス相において、また特定の結晶ではイオンにおいても、THzスペクトル領域における強力なシャープな吸収ラインを有する。吸収ラインは、水分子のような検査中の材料や環境の特性であり、また分子の「指紋」として機能する。各化学物質はよって、そのサンプルの化学組成および環境を識別する特徴的なTHz波形を有する。完全に不透明な材料あるいは高電気導電性の材料もある。

【0010】本発明のTHzイメージ化システムにおいては、上記したスペクトルを計算ないし直接計測する必要がない。その代わり、会話認識および処理と類似した方法で、関連する情報が時間領域データから直ちに抽出することができる。図2と図3は入力THz波形（ダッシュされた）とドーパされたシリコンサンプル（図2）および水蒸気（図3）を通る伝播後の波形である。

【0011】デジタル信号プロセッサは、THzビームにより照明されたスポットにおける特定の材料を決定するために、送信されたTHz波形（シリコンに対しては特定の波形と変化および減衰、水蒸気の場合には特徴的な周波数のリングング (ringing)）の特徴的な形状を認識することができる。これは、前もってDSPにこれらの特別の波形をトレーニング（あるいはロード）する必要がある。このような工程は当業者には自明であり、省略する。

【0012】図1の送信機、受信機、および光学系に対する図4に示した特別な実施の形態では、送信機からのTHzビームは0.3-0.5mmの拡散制限されたスポットに焦点される。これは1THz放射に対する拡散制限されたスポットサイズである、またこの技術で可能な最良の空間的な分解に近いものである。このスポットは次いで単一のTHz検出器上でイメージ化される。サンプルはTHzビームの焦平面内に位置され、また2つの直交する、モータ駆動の変換ステージを使用したジグザグパターン内のxとy内で走査される（xとyの矢印により絵で示した）。

【0013】送信機と検出器のゲートしたパルスの間の遅延は、10Hz走査遅延ラインにより連続的に走査される。走査ラインの振幅は調節することができ、またデータ獲得の時間ウィンドウを決定する1mmの振幅は、6.9psの時間ウィンドウに対応する。光伝導のダイポール検出器内で発生する平均の光電流は電流-電圧変換器により計測され、また次いでA/D変換器とDSPプロセッサカードに供給される。ここで、A/D変換器

としては50kHz変換速度ができるものを、またDSPプロセッサとしては各秒において100FFTの速度で波形をフーリエ変換できるものを、それぞれ使用した。よって、このシステムによれば、各THz波形のFFTスペクトルを10Hz走査速度に同期して容易に得ることができる。

【0014】この実施した例において、FFTスペクトルはディスプレイのスクリーン上に色付けされたドットとして表現され、THzスペクトルの周波数成分は視覚可能な(虹色の)スペクトルとして表現される。つまり、テラヘルツスペクトルは視覚可能なスペクトル上にマッピングされ、検査中の物体を通して伝播した周波数成分だけが表示された色に寄与するようになる。

【0015】DSPがこのシステムにおいて使用されているので、受信したテラヘルツ信号と特定の要素、化合物などに関連している蓄積されたパターンの中のたたみ込み(相関)を計算することにより時間領域技術を利用することも可能である。受信した信号に最も近く合致した信号が走査された物体のポイントを識別するものである。

【0016】実験による他の例においては、DSPプロセッサは特定の分子の特性である特定の吸収ラインを探し、この吸収パターンに特定の色と強度を割り当てる。各走査の後、サンプルは1つの「ピクセル」だけ移動され(好ましくは)、また表示はこの特定のピクセルに対して更新される。上記のシステムでは、50×50にイメージが獲得され、また丁度4分にわたって表示される。

【0017】図8は、上記で得られたTHzイメージに対する予備的な結果を示したものである。

【0018】図1のイメージ化システムの送信機、受信機、および光学系に対する図5に示した他の実施の形態においては、サンプルは静止したままであり、またTHzビームはサンプルを横切って走査される。これは、鏡によりTHzビームを機械的に操舵することにより、またはTHzビームを光学的に操舵すること(この場合、光学ビームの操舵がTHzビームの操舵となる)により行うことができる。

【0019】図1のイメージ化システムの送信機、受信機、および光学系に対する図6に示した実施の形態においては、図7に示された焦平面THz検出器アレイを使用して、全体のサンプルに対するTHz波形が同時に獲得される。よって、全体のサンプルはTHzビームにより投光照明され、またサンプルはレンズシステムを使用して焦平面検出器アレイ上にイメージ化される。投光照明によって照明が個々のポイントのソースからの平行ビームとして現れる。

【0020】焦平面THz検出器アレイは、ゲートする時間がピコ秒以下となるように低温度(LT)GaAsまたは照射損傷されたサファイア上のシリコン(Si)

icon-on-Sapphire;SOS)上でリソグラフィ的に規定された、THzダイポールアンテナ(この場合には各側上で50μm)の2次元的なアレイから構成される。組み合わせられたフィンガー接点を使用したMSM光伝導性のスイッチがアンテナチップの間に規定される。組み合わせられた光伝導性のMSMスイッチのサイズは大体10μm方形である。各アンテナ/MSM要素はTHzイメージピクセルを構成する。MSM光伝導性スイッチは、チップの全体の領域を被覆するビームからの短い光学パルスによりゲートされ、またマイクロレンズアレイを使用したMSM検出器上に焦点される。マイクロレンズアレイとゲートパルスは、THz放射(ビームスプリッタを備えた)と同じ側、あるいは反対側(この場合、THzビームはそれがアンテナにより検出される前にチップ基板を通して移動する)から来る。読み出されたエネルギーの1pJだけが各MSMゲートに対して必要であり、これにより10nJ光パルスが100×100の焦平面アレイをゲートすることができる。アンテナチップは、検出された光電流をチップを保持する各アンテナパッド上で1つの接点が下側において他のチップと、またDSPプロセッサと、半田バンプ接続(solder bump-bond)される。好ましくは、下側の半田バンプにより接触したチップはCCDアレイであり、これによりビデオカメラのように全てのピクセルは順次読み出すことができる。光発生された電荷は、多くの光パルスにおいて、電荷が読み出される前に、CCDアレイ内で蓄積される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理による例示的なテラヘルツイメージ化システムの簡略化されたブロック図である。

【図2】既知の材料を通る伝播後における入力テラヘルツ波形と出力波形の間の比較の説明図である。

【図3】既知の材料を通る伝播後における入力テラヘルツ波形と出力波形の間の比較の説明図である。

【図4】図1のシステムにより走査されるべき物体に対する所望量の走査を保証するための例示的な実施の形態の説明図である。

【図5】図1のシステムにより走査されるべき物体に対する所望量の走査を保証するための例示的な実施の形態の説明図である。

【図6】図1のシステムにより走査されるべき物体に対する所望量の走査を保証するための例示的な実施の形態の説明図である。

【図7】図6の実施の形態において有用な例示的なテラヘルツ焦平面アレイの一部の説明図である。

【図8】例示したテラヘルツイメージ化システムにより生成された半導体デュアルインラインパッケージ化されたチップのイメージを示した説明図である。

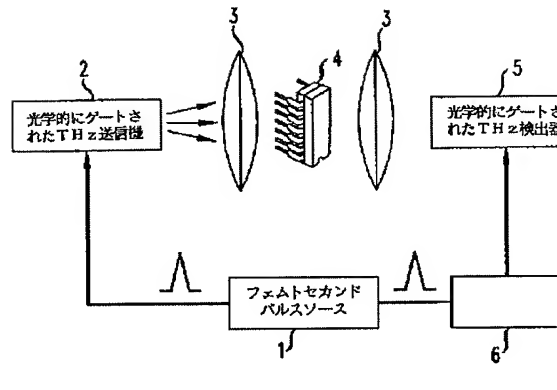
【符号の説明】

1 ソース

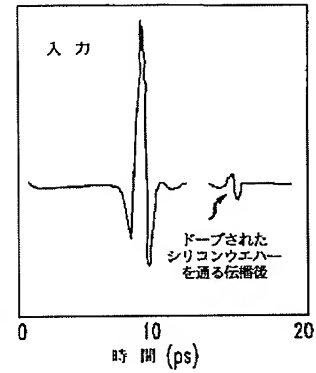
- 2 送信機
3 光学系

- 6 走査遅延部
7 デジタル信号処理ユニット

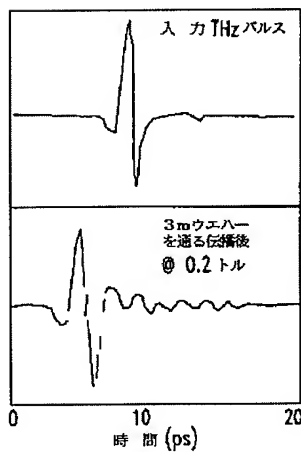
【図1】



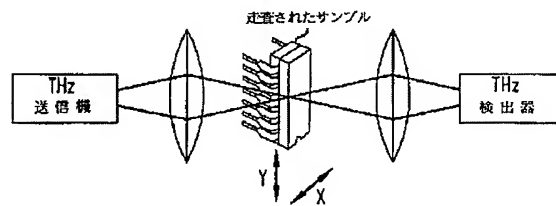
【図2】



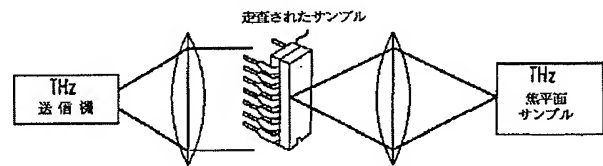
【図3】



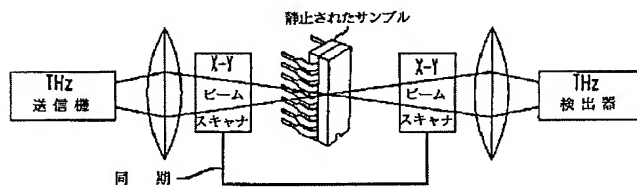
【図4】



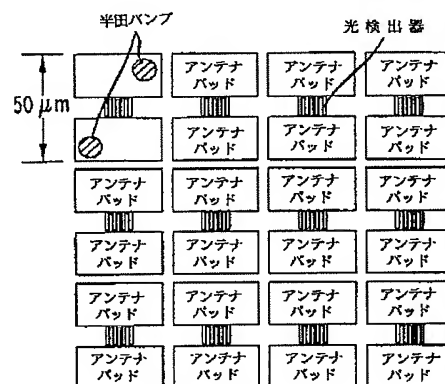
【図6】



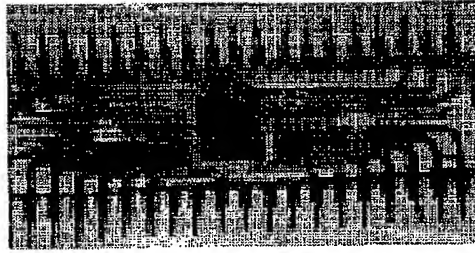
【図5】



【図7】



【図8】



METHOD AND APPARATUS FOR INSPECTION OF PRODUCT

Publication number: JP10090174 (A)

Publication date: 1998-04-10

Inventor(s): NUSS MARTIN C +

Applicant(s): LUCENT TECHNOLOGIES INC +

Classification:

- **international:** G01N21/27; G01N21/35; G01N21/49; G01N21/25; G01N21/31; G01N21/47; (IPC1-7): G01N21/27; G01N21/35

- **European:** G01N21/35F; G01N21/49

Application number: JP19970242626 19970908

Priority number(s): US19960711823 19960910

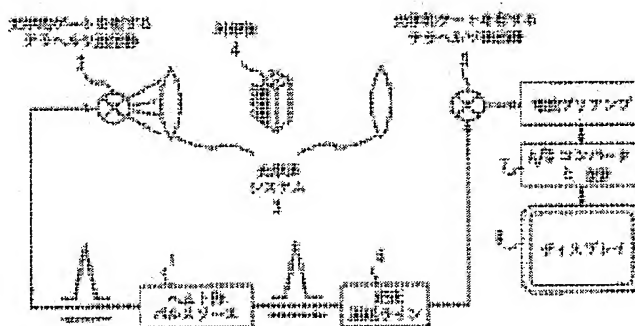
Also published as:

EP0828162 (A2)

EP0828162 (A3)

Abstract of JP 10090174 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To change an object into an image by using a terahertz (THz) signal by a method wherein a signal source is condensed on every point of the object and the object is scanned simultaneously by the signal source and a detector by using a pattern in a direction orthogonal to a propagation direction. **SOLUTION:** A THz beam from a transmitter 2 is condensed on a spot, on an object 4, whose diameter is, e.g. 0.3 to 0.5mm and which is diffraction-limited, and the spot is projected on a single THz detector 5. A sample is arranged on the focal plane of the THz beam, and it is scanned in a zigzag pattern in the x-direction and the y-direction by a movement means which is driven by a motor. The delay between the gate pulse of the transmitter 2 and the gate pulse of the detector 5 is scanned continuously by a 10Hz scanning delay line 6, its output is output to an A/D converter and a DSP 7 via the detector 5, and an FFT spectrum in every THz waveform is obtained simultaneously with a 10-Hz scanning rate by a prescribed conversion operation so as to be displayed on a display 8.



Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-90174

(43) 公開日 平成10年(1998) 4月10日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

G 0 1 N 21/35

G 0 1 N 21/35

Z

21/27

21/27

A

審査請求 未請求 請求項の数14 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平9-242626

(22) 出願日 平成9年(1997) 9月8日

(31) 優先権主張番号 08/711823

(32) 優先日 1996年9月10日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 596077259

ルーセント テクノロジーズ インコーポ
レイテッド

Lucent Technologies
Inc.

アメリカ合衆国 07974 ニュージャージ
ー、マレーヒル、マウンテン アベニュー
600-700

(72) 発明者 マーティン シー、ナス

アメリカ合衆国、07704 ニュージャージ
ー、フェア ヘブン、リンカーン アベニ
ュー 146

(74) 代理人 弁理士 三俣 弘文

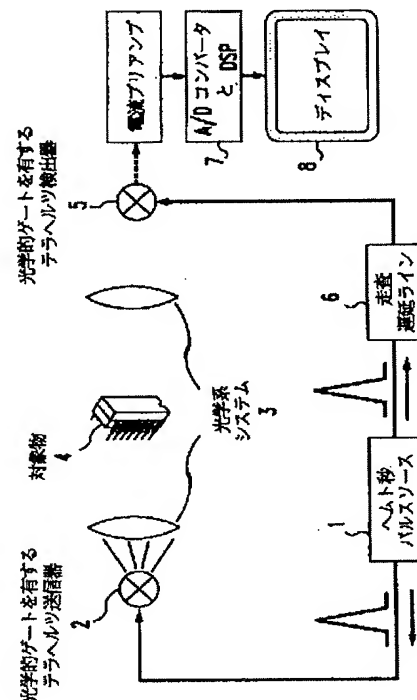
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 物品の検査方法とその装置

(57) 【要約】

【課題】 時間領域分光術、特にテラヘルツ信号を用いて対象物を画像化する方法と装置を提供する。

【解決手段】 ある種の材料および対象物は、その材料または対象物を伝播する信号のテラヘルツ過渡現象の周波数依存性吸収と分散と反射により特徴づけることができる。現在のテラヘルツ画像処理システムは、時間領域の周波数依存性をその対象物中に伝播する信号を収集し、その後対象物上の「ピクセル」に対するこれら信号中に含まれる情報を処理することにより解析している。これは異なる材料、異なる化学構造物あるいは異なる環境の間を差別化できる非破壊的画像処理技術である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 ある吸収特性、分散特性あるいは反射特性を有する物体の検査方法において、

(A) 前記物体に高周波の電磁パルス信号のシーケンスを照射するステップと、

(B) 前記物品から反射するかあるいは前記物品内を伝播した後のパルス信号を検査するステップと、からなり、

前記(A)ステップで照射される高周波の電磁パルス信号は、物品の吸収特性、分散特性あるいは反射特性の少なくとも1つの周波数依存性変動を含むような十分に広いスペクトラムバンド幅を有する波形を有し、

前記(B)ステップで検査された信号の少なくとも1部は、リアルタイムで前記特性に関するスペクトラム情報を得るために、前記周波数依存性の変動を表す時間歪により特徴づけられることを特徴とする物品の検査方法。

【請求項2】 (C) 前記スペクトラム情報を得るために、前記時間領域内の時間歪を有する検出された波形を分析するステップをさらに有することを特徴とする請求項1の方法。

【請求項3】 (D) 前記(C)の分析ステップの間得られたスペクトラム情報に基づいて、前記物品の画像を生成するステップをさらに有することを特徴とする請求項2の方法。

【請求項4】 (E) 前記(C)の分析ステップの間得られたスペクトラム情報に基づいて、前記物品の少なくとも1つの特性を識別するステップをさらに有することを特徴とする請求項2の方法。

【請求項5】 前記(E)のステップは、前記(C)の分析ステップの間得られたスペクトラム情報と、複数の特性に関連する登録されたスペクトラム情報とを比較するステップを含むことを特徴とする請求項4の方法。

【請求項6】 前記(A)のステップは、前記伝送された信号が前記物体の中の複数の空間的に異なったパスに沿って伝播させるステップを含むことを特徴とする請求項1の方法。

【請求項7】 前記(A)のステップは、前記物品の複数の空間的に分離した領域に入射するよう前記伝送された信号を伝播させるステップを含むことを特徴とする請求項1の方法。

【請求項8】 前記(A)ステップで照射される高周波の電磁パルス信号は、100GHzと20THzの間の周波数範囲内にあることを特徴とする請求項1の方法。

【請求項9】 吸収特性、分散特性あるいは反射特性を有する物体の検査装置において、

(A) 物体に高周波の電磁パルス信号のシーケンスを照射する送信器と、

(B) 前記物品から反射するかあるいは前記物品内を伝播した後のパルス信号を検査する検出器と、からなり、前記送信器からのパルス信号は物品の吸収特性、分散特

性あるいは反射特性の少なくとも1つの周波数依存性変動を有するような十分に広いスペクトラムバンド幅を有する波形を有し、

前記検査された信号の少なくとも1部は、リアルタイムで前記特性に関するスペクトラム情報を得るために、前記周波数依存性の変動を表す時間歪により特徴づけられることを特徴とする物品の検査装置。

【請求項10】 前記伝送された信号が前記物体の中の複数の空間的に異なったパスに沿って伝播させる手段をさらに含むことを特徴とする請求項9の装置。

【請求項11】 前記物品の複数の空間的に分離した領域に入射するよう前記伝送された信号を伝播させる手段をさらに含むことを特徴とする請求項9の装置。

【請求項12】 前記スペクトラム情報を得るために、前記検出器に接続された波形を分析する手段をさらに有することを特徴とする請求項11の装置。

【請求項13】 複数の特性に関するスペクトラム情報を登録する手段をさらに有し、前記分析する手段は、前記物品の特性を識別するために得られたスペクトラム情報と、前記登録されたスペクトラム情報とを比較する手段を有することを特徴とする請求項12の装置。

【請求項14】 前記送信器は、100GHzと20THzの間の周波数範囲のパルスを送信することを特徴とする請求項9の装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、テラヘルツ周波数範囲の分光装置に関し、特に、この周波数範囲内の信号を用いて対象物の画像を生成する方法と装置に関する。

【0002】

【従来の技術】テラヘルツ時間領域分光法(Terahertz time-domain spectroscopy (THz-TDS))は、遠赤外線スペクトル領域における非常に強力な分光技術である。テラヘルツ放射光を生成し、光学的にゲート(オンオフ)される送信器と受信機、(例えば導光ダイポールアンテナ)を用いて検出される。この導光ダイポールアンテナに関しては、P. Smith et al. 著の IEEE J. of Quantum Electronics, Vol. 24, No. 2, pp. 255-260 (1988) と、N. Katzenellenbogen et al. 著の Appl. Phys. Lett., Vol. 58, No. 3, pp. 222-224 (1991) を参照のこと。これらの技術によりテラヘルツ分光法は、非常に良好なSN比(約 10^4 まで)を提供でき、特に、冷却を必要とする検出器等の特別な熱安定化装置を用いることなく良好なSN比を提供できる。

【0003】このテラヘルツ時間領域分光法を用いた様々な実験が、固体、液体、気体でもって行われている。ある実験では、半導体および超伝導体中の搬送波により影響されるテラヘルツ信号のスペクトラムを分析している。また他の技術は、水蒸気および N_2O ガスのテラヘ

ルツ時間領域分光法を実行している。さらにまた別の実験では、液体状の化学化合物のテラヘルツ時間領域分光法を報告している。これら全ての実験においては、テラヘルツの信号は、単一の照射された体積（通常25mmの直径）内である試験対象物の中を伝播し、同質領域に関するスペクトル情報を提供している。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】したがって本発明の目的は、時間領域分光術、特にテラヘルツ信号を用いて対象物を画像化する方法と装置を提供するものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】前記課題は、対象物上の個別の（空間的に分離された）点の中を伝播する個々の信号を収集し、これらの信号を処理して対象物の画像を生成するものである。本発明によれば、信号ソースを対象物の個々の点に集光し、伝播方向に直交する方向のパターンでもって対象物に信号ソースと検出器を同時に走査することである。さらにまた信号ソースは、対象物全体をほぼ平行なビームでもって照射し、そしてこのビームを対象物を走査する検出器でもってサンプル処理する。本発明の他の実施例においては、送信器と受信機とをほぼ固定位置に保持しながら対象物を横断方向にずらすこともできる。

【0006】

【発明の実施の形態】本発明の図1のTHz（テラヘルツ）画像処理システムは、持続時間がヘムト秒の繰り返し光学パルスを生成するソース1と、広いスペクトルバンド幅を有するTHzの過渡現象を有する光学的ゲートを有するテラヘルツ送信器2と、レンズおよび／またはミラーを有する光学系3と、検査されるべき対象物4と時間ゲートされた検出器または検出器列5と、送信器と検出器のヘムト秒のゲートパルス差を数Hzから数百Hzのレートでもって遅延量を変化させることのできる走査遅延ライン6とを有し、これによりTHz周波数過渡現象を音響（Hz）領域に時間的にヘテロダインし、その結果電子技術でもって処理できるようになる。この電子技術には例えばデジタル信号プロセッサと、時間領域データを処理し、所望の情報を抽出するA/Dコンバータとを有するデジタル信号処理装置（DSP）7と、画像としての見るディスプレイ8とを有する。

【0007】ある種の材料および対象物は、その材料または対象物内を伝播する信号のテラヘルツ級の過渡現象の周波数依存性吸収と分散と反射により特徴づけることができる。現在のテラヘルツ画像処理システムは、時間領域の周波数依存性をその対象物中を伝播する信号を収集し、その後対象物上の各点、即ち「ピクセル」毎にこれら信号中に含まれる情報を処理することにより解析している。

【0008】これは、異なる材料、異なる化学構造物あるいは異なる環境の間を差別化できる非破壊的画像処理

技術である。この技術の応用例は、組織の生物医学画像処理、「安全X線」、化学反応解析、環境と汚染の制御、製造工程制御、材料検査、誤り検出、半導体ウェハのドーピングの非接触マッピング化、レーザ結晶中のドーピングプロファイルと欠陥検出、パッケージの検査等が挙げられる。

【0009】通常のテラヘルツ送信器は、約620nmで動作するモードロック色素レーザあるいは800nmで動作するTi：サファイアまたはCr：LiSAFモードロックレーザのいずれかからの100fsレーザパルスを照射した後、1THzの電磁放射を1サイクル放出する。THz過渡現象の持続時間が短いために、スペクトラムは広範囲で通常100GHz以下から数THzにまで広がる。

【0010】現在のところTHzのバンド幅の電気信号を測定し、処理できる電子回路は存在しない。光学THzパルスの繰り返し性（通常100MHzの繰り返しレート）に基づくサンプリング技術を用いてTHz波形を測定することができるが、ただし、そのサンプリングウィンドウは、測定されるべきTHz過渡現象よりも短くなければならない。通常の導光（photoconducting）サンプリングゲートは、0.5ps以下のサンプリング時間で、これで2THzを越える周波数過渡現象を測定することができる。

【0011】したがって、サンプリング技術では、高速の電子回路は必ずしも必要とすることはなく、ただ測定されるダイポールアンテナの平均光電流を測定できればよい。サンプリング範囲と同様THz波形と検出器のゲートパルス（gating pulse）との間の遅延は、約10-100Hzのレートでもって走査できる。かくして各サンプリングパルスは、THzパルスを別の時間にサンプルすることができ、そして全THz波形がサンプルから再構成できる。

【0012】これは、THz波形をkHz範囲にまで時間的にダウンコンバージョン（temporal down conversion）にすることになり、このkHz範囲は通常の電子回路で容易に処理することができる。このサンプリング技術は、等価時間サンプリング（Equivalent-Time-Sampling）として公知のものであり、市販のデジタルサンプリングオシロスコープで通常用いられている。この等時サンプリング（isochronous sampling）技術については、K. Weingarten et al. 著の IEEE J. of Quantum Electronics, Vol. 24, No. 2, pp. 198-220 (1988) を参照のこと。

【0013】多くの化合物は、このTHz過渡現象によりカバーされる周波数範囲内で、非常に強い周波数依存性の吸収特性あるいは反射特性を示す。同時に分子および化学化合物は少なくとも気相状態のみならずある結晶のイオン状態においては、このTHzスペクトラム領域において非常に強いそして鋭い吸収ラインを有する。

【0014】この吸収ラインは、水分子およびその環境のような観察対象の材料の特性であり、分子の指紋(fingerprint)として機能する。そのため各化学物質は、特徴的なTHz波形を有し、これによりサンプルの化学構造式および環境が特定される。例えば、金属あるいは他の非常に導電性の高い材料のように、THz放射に対し、完全に不透明な材料も存在する。

【0015】現在のTHz画像処理システムでは、上記のスペクトラムを計算したり直接測定する必要はない。その代わり、関連情報が、時間領域データから音声認識あるいは音声処理と同様な方法により直接抽出することができる。図2、3においては入力THz波形(点線)と、ドーピングしたシリコンサンプルの中を伝播した後の波形(図2)と水蒸気中を伝播した後の波形(図3)とを示す。

【0016】デジタル信号プロセッサは、伝播されたTHz波形の特性形状(シリコンの場合には特定形状の変化と減衰、水蒸気の場合には特性周波数のリング(ringing))を認識し、THzビームにより照射される場所の材料を決定する。この技術は、予め上記の波形をDSP(デジタル信号プロセッサ)を訓練(負荷)する必要がある。このような手順は当業者には公知であるので、ここではこれ以上説明しない。

【0017】図1の送信器と受信機と光学系を図4の実施例で示す。同図において、送信器から出たTHzビームは、0.3-0.5mm直径の回折制限された(diffraction-limited)スポットに集光する。この直径は1THz放射の回折制限されたスポットサイズで、現在の技術では最大の空間分解能に近いものである。その後このスポットを単一のTHz検出器上に映し出す(image d)。このサンプルは、THzビームの焦点面に配置され、直交するモータ駆動の移動段(x矢印とy矢印に示されるように)を用いてx方向とy方向にジグザグパターンでもって走査される。

【0018】送信器のゲートパルスと検出器のゲートパルスの間の遅延は、10Hz走査遅延ラインにより連続的に走査される。走査遅延ラインの振幅は、適宜調整されデータ獲得の時間ウィンドウを決定する。1mmの振幅は6.7ps時間ウィンドウに相当する。導光ダイオードディテクタに導入される平均光電流は、電流から電圧への変換器を用いて測定され、その後A/DコンバータとDSPに入力される。本発明の際に使用したA/Dコンバータは50kHzの変換レートで実行し、DSPは毎秒100FFTのレートでもって波形をフーリエ変換する。かくして本発明のシステムにより、10Hzの走査レートと同時に各THz波形のFFTスペクトラムを得ることができる。

【0019】この実施例では、FFTスペクトラムはディスプレイ上に表示され、可視(虹)スペクトラムの周波数で表されるTHzスペクトラムの周波数成分を色付

きのドットで表された。即ちテラヘルツスペクトラムは可視スペクトラムにマッピングされ、調査対象物中を伝播した周波数成分のみが表示された色になる。

【0020】DSPを本発明のシステムで用いたために、受信したテラヘルツ信号と特定の要素、元素、化合物等に関連する登録されたパターンとの間の量み込み(相関)を計算することにより時間領域技術を用いることもできる。

【0021】本発明の他の実施例においては、DSPはある吸収ラインを探索するが、この吸収ラインは特定の分子の特徴であり、特定の色と強度をこの吸収パターンに割り当てるものである。走査後、サンプルを1「ピクセル」(好ましくはサンプル上のTHzビームのスポットサイズ)だけ移動し、そしてディスプレイをその特定のピクセル用に更新する。上記のシステムにより50×50のイメージが得られ、それを4分間に亘って表示できる。

【0022】図8は、上記の方法により得られたTHz画像の予備的な結果を示す。この絵はパッケージされた半導体チップのいわゆる「THz X-Ray」である。

【0023】図1の送信器と受信機と光学系を示す図5の他の実施例においては、サンプルは固定され、THzビームはこのサンプル全体に走査された。これはTHzビームをミラー(鏡)でもって機械的に移動させるか、あるいはTHzビームを光学的に移動(この場合光学ビームの移動によりTHzビームの操作が行われる)させるかのいずれかによる。

【0024】図1の送信器と受信機と光学系のみを示した図6の実施例においては、サンプル全体のTHz波形は、図7に示すような焦点面THz検出器列を用いることにより同時に得ることが出来る。同図においては、サンプル全体はTHzビームを浴びせるよう照射され、そしてサンプルがレンズ系を用いて焦点面検出器列上に画像処理される。

【0025】この焦点面THz検出器列は、THzダイポールアンテナの二次元配列からなり(この場合各サイドが50μm)、このアンテナは低温(LT)-GaAs上あるいは放射損傷したシリコンオンサファイア(SOS)チップ上にリソグラフ技術でもって形成されたものであり、そしてゲート時間はピコ秒以下である。互いに組み合わせたフィンガーコンタクトを用いたMSM導光スイッチがアンテナチップ間に形成される。

【0026】この互いに組み合わせた導光MSMスイッチのサイズは、ほぼ10μmの四角形である。各アンテナ/MSM要素がテラヘルツ画像ピクセルを構成する。このMSM導光スイッチは、チップの全領域をカバーし、マイクロレンズ列を用いてMSM検出器上に集光するビームから得られた短い光学パルスによりゲートが開かれる(gated)。このマイクロレンズ列とゲートパルスは、THz放射と同一側から出てくるか(ビームスプ

リットにより)、あるいは反対側から出てくるか(この場合にはTHzビームは、アンテナにより検出される前にチップ基板内を伝播する)のいずれかである。

【0027】各MSMゲートに対して必要な読みだしエネルギーは、わずか1pJであり、その結果10nJの光学パルスが、100×100の焦点面アレイのゲートを開かせることができる。このアンテナチップは、チップから検出された光電流をDSPに搬送する各アンテナパッド上の接点でもって、下の別のチップにハンダバンプにより結合される。ハンダバンプにより接触される下のチップはCCD列が好ましく、その結果全てのピクセルはビデオカメラでシーケンシャルに読みだすことができる。この光により生成されたチャージは、チャージが読み出される前に多数の光学パルスにCCD列内に蓄積される。

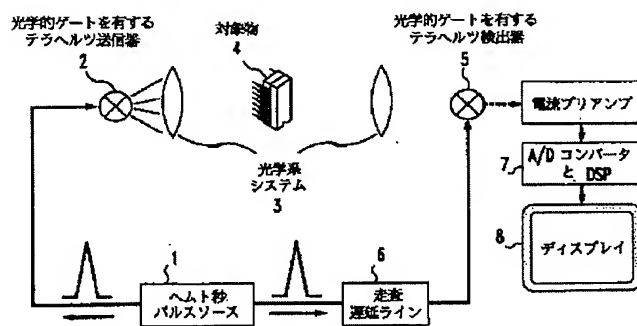
【0028】

【発明の効果】以上述べたように本発明は、時間領域分光学術、特にテラヘルツ信号を用いて対象物を画像化する方法と装置を提供するものである。本発明によれば、信号ソースを対象物の個々の点に集光し、伝播方向に直交する方向のパターンでもって対象物に信号ソースと検出器を同時に走査することである。

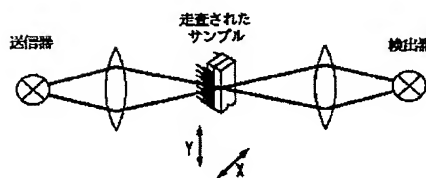
【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるテラヘルツ級画像処理システムのブロック図

【図1】



【図4】



【図2】公知の材料への入力テラヘルツ波形とその材料を伝播した後の比較を表す図

【図3】公知の材料への入力テラヘルツ波形とその材料を伝播した後の比較を表す図

【図4】図1のシステムにより走査される対象物に対する所望の走査を実行する一実施例を表す図

【図5】図1のシステムにより走査される対象物に対する所望の走査を実行する一実施例を表す図

【図6】図1のシステムにより走査される対象物に対する所望の走査を実行する一実施例を表す図

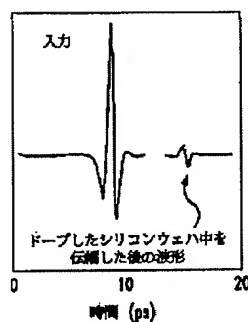
【図7】図6の実施例で用いられるテラヘルツ焦点面アレイの一部を表す図

【図8】本発明のテラヘルツ画像処理システムにより生成された半導体デュアルインラインパッケージチップの画像を表す図

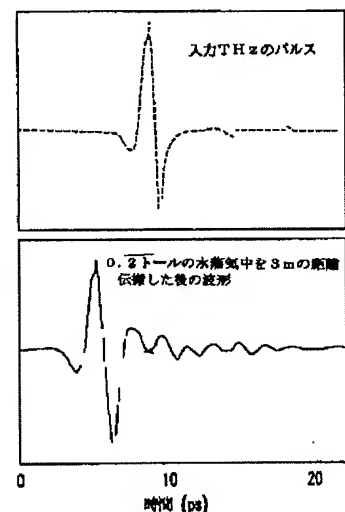
【符号の説明】

- 1 ヘムト秒パルスソース
- 2 光学的ゲートを有するテラヘルツ送信器
- 3 光学系システム
- 4 対象物
- 5 光学的ゲートを有するテラヘルツ検出器
- 6 走査遅延ライン
- 7 A/DコンバータとDSP
- 8 ディスプレイ

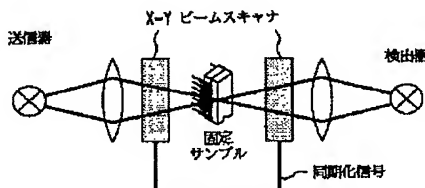
【図2】



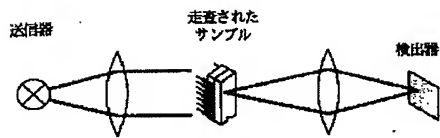
【図3】



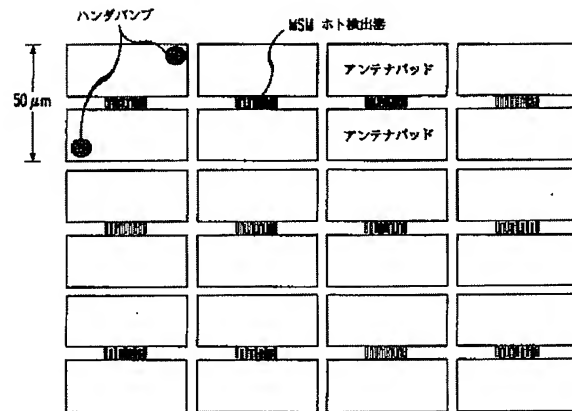
【図5】



【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(71)出願人 596077259
 600 Mountain Avenue,
 Murray Hill, New Je
 rsey 07974-0636 U. S. A.



(12) **EUROPEAN PATENT APPLICATION**

(43) Date of publication:
11.03.1998 Bulletin 1998/11

(51) Int Cl.⁶: **G01R 31/265, G01N 21/35**

(21) Application number: **97306744.0**

(22) Date of filing: **02.09.1997**

(84) Designated Contracting States:
**AT BE CH DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC
 NL PT SE**

(72) Inventor: **Nuss, Martin C.**
Fair Haven, New Jersey 07704 (US)

(30) Priority: **10.09.1996 US 711823**

(74) Representative: **Johnston, Kenneth Graham et al**
Lucent Technologies (UK) Ltd,
5 Mornington Road
Woodford Green Essex, IG8 OTU (GB)

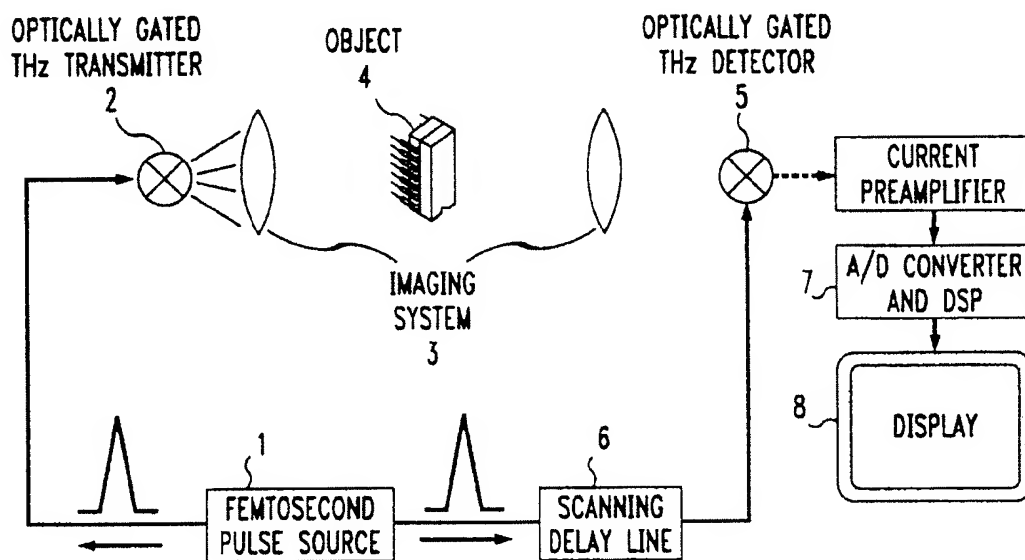
(71) Applicant: **LUCENT TECHNOLOGIES INC.**
Murray Hill, New Jersey 07974-0636 (US)

(54) **Method and apparatus for terahertz imaging**

(57) Certain material and objects can be characterized by a frequency-dependent absorption, dispersion, and reflection of terahertz transients in signals which pass illuminate the material or object. The present terahertz imaging system analyses that frequency dependence in the time-domain by collecting that transmitted

signal propagating through the object and then processing the information contained in those signals for every point or "pixel" on that object. This is a non-invasive imaging technique that is capable of differentiating between different materials, chemical compositions, or environments.

FIG. 1



Description

This is a division of application Serial No. 08/388,933 filed February 15, 1995 entitled "Method and Apparatus for Terahertz Imaging".

Technical Field

This invention relates to spectroscopy in the terahertz frequency range and, more particularly, to a method and apparatus for creating images of objects with signals in this frequency range.

Background of the Invention

Terahertz time-domain spectroscopy ("THz-TDS") is a very powerful spectroscopic technique in the far-infrared spectral region. Terahertz radiation has been generated and detected using optically gated transmitters and receivers such as photoconducting dipole antennae as described in P. Smith et al., IEEE J. of Quantum Electronics, Vol. 24, No. 2, pp. 255-260 (1988) and N. Katzenellenbogen et al., Appl. Phys. Lett., Vol. 58, No. 3, pp. 222-224 (1991). With these techniques, terahertz spectroscopy offers a reasonably good signal-to-noise ratio (up to approximately 10^4); it can be performed without special thermal stabilization apparatus such as cooled detectors; it can be realized in a compact system; and it offers a transmitter and detector technology which is compatible with integrated circuit technology.

Numerous experiments using terahertz time domain spectroscopy have been performed on solids, liquids, and gases. Some experiments have analyzed the spectrum of a terahertz signal affected by carriers in semiconductors and superconductors. Other experiments have performed terahertz time domain spectroscopy on water vapor as well as N_2O gas. Still other experiments have reported terahertz time domain spectroscopy of chemical compounds in the liquid phase. In all these experiments, the terahertz signal was transmitted through the object under study in a single illuminated volume region (usually 25 mm in diameter) to provide the spectral information about that homogeneous region.

Summary of the Invention

I have recognized that the time domain spectroscopy and, more particularly, terahertz signals can be used for imaging objects by collecting individual signals propagating through distinct (spatially separate) points on the object and processing these signals to create the image of the object. It is also possible to focus the signal source on the object at distinct points and scan the source and detector in synchronism across the object in a pattern transverse to the propagation direction. Additionally, it is possible to cause the source to bathe the

entire object with substantially parallel beams which could then be sampled by a detector scanning the object. Of course, in an alternative embodiment it would be possible to translate the object in the appropriate transverse directions while holding the focused transmitter and receiver in substantially fixed positions.

Brief Description of the Drawing

A more complete understanding of the invention may be obtained by reading the following description of specific illustrative embodiments of the invention in conjunction with the appended drawing in which:

FIG. 1 shows a simplified block diagram of an illustrative terahertz imaging system in accordance with the principles of the present invention; FIGs. 2 and 3 show comparisons between input terahertz waveforms and the output waveform after propagating through a known material; FIGs. 4 through 6 show illustrative embodiments for insuring a desired amount of scanning for the object to be scanned by the system of FIG. 1; FIG. 7 shows a portion of an illustrative terahertz focal plane array useful in the embodiment in FIG. 6; and FIG. 8 shows an image of a semiconductor dual-inline packaged chip produced by the illustrated terahertz imaging system.

Detailed Description

The THz imaging system of FIG. 1 in accordance with the present invention includes a source 1 of repetitive, femtosecond duration, optical pulses, an optically gated transmitter 2 of THz transients having a broad spectral bandwidth, imaging optics 3 comprising lenses and/or mirrors, an object 4 to be investigated, a time-gated detector or detector array 5, a scanning delay 6 capable of changing the delay between the femtosecond gating pulses on the transmitter and detector(s) at a rate of a few Hz to hundreds of Hz for the purpose of temporally heterodyning the THz-frequency transients down into the acoustic (Hz) range so that they can be processed by electronic techniques, a digital signal processing unit 7 including a digital signal processor and an A/D converter to process the time-domain data and extract the desired information, and a display 8 to view the image.

Certain material and objects can be characterized by a frequency-dependent absorption, dispersion, and reflection of terahertz transients in signals which pass through the material or object. The present terahertz imaging system analyses that frequency dependence in the time-domain by collecting that transmitted signal propagating through the object and then processing the information contained in those signals for every point or "pixel" on that object. This is a non-invasive imaging

technique that is capable of differentiating between different materials, chemical compositions, or environments. This technique has applications not solely limited to biomedical imaging of tissue, "safe X-rays", chemical reaction analysis, environmental and pollution control, process control, materials inspection, fault detection, non-contact mapping of the doping in semiconductor wafers, profiling of doping and defects in laser crystals, and packaging inspection.

A typical terahertz transmitter emits a single cycle of electromagnetic radiation centered at 1 THz after being illuminated by a 100 fs laser pulse from either a mode-locked dye laser operating around 620 nm or a mode-locked Ti:Sapphire or Cr:LiSAF laser operating around 800 nm. Because of the short duration of the THz-transient, the spectrum is broadband, typically extending from less than 100 GHz to several THz.

No electronic circuit is capable of measuring and processing THz bandwidth electrical signals directly at this time. Sampling techniques based on the repetitive nature (typically ≈ 100 MHz repetition rate) of the optical and THz pulses can be used to measure the THz waveforms provided that the sampling window is shorter than any THz transient to be measured. Typical photoconducting sampling gates have sampling times shorter than 0.5 ps and are thus able to measure frequency transients in excess of 2 THz. No fast electronics is needed in the sampling technique, and only the average photocurrent in the dipole antenna is measured. Similar to a sampling scope, the delay between the THz waveform and the detector gating pulse is scanned slowly at a rate of about 10-100 Hz. Thus, each sampling pulse samples the THz pulse at a somewhat different time, until the entire THz waveform has been reconstructed from the samples. This leads to a "temporal down conversion" of the THz waveform into the kHz range, where it can readily be processed by electronics. This sampling technique is also known as Equivalent-Time-Sampling but is otherwise used in any commercial digital sampling oscilloscope. This isochronous sampling technique has been described for picosecond optical sampling by K. Weingarten et al. in *IEEE J. of Quantum Electronics*, Vol. 24, No. 2, pp. 198-220 (1988).

Many, if not most, compounds show very strong frequency-dependent absorption or reflection within the frequency range covered by these THz transients. Also, molecules and chemical compounds, at least in the gas phase, but also ions in certain crystals, have strong and sharp absorption lines in the THz spectral regions. The absorption lines are characteristic of the material under study such as a water molecule and its environment and can serve as a "fingerprint" of the molecule. Each chemical substance hence leads to a characteristic THz waveform that identifies the chemical composition and environment of the sample. There are also materials that are completely opaque to THz radiation such as metals and other materials with high electrical conductivity.

In the present THz imaging system, the spectra described above need not be computed or directly measured. Instead, the relevant information can be extracted right from the time-domain data, in a manner similar to speech recognition and processing. In FIGs. 2 and 3 are the input THz waveforms (dashed) and the waveforms after propagation through the doped silicon sample (FIG. 2) and water vapor (FIG. 3).

The digital signal processor can recognize the characteristic shapes of the transmitted THz waveforms (specific shape change and attenuation in one case for silicon and ringing with characteristic frequency in the other case for water vapor), to determine the particular material at the spot illuminated by the THz beam. This requires training (or loading) the DSP with these specific waveforms in advance. Such a procedure is well within the knowledge of persons skilled in the art and will not be repeated here.

In a particular embodiment shown in FIG. 4 for the transmitter, receiver, and optics of FIG. 1, the THz beam emerging from the transmitter is focused to a diffraction-limited spot of 0.3-0.5 mm diameter. This is the diffraction-limited spot size for 1 THz radiation and close to the best spatial resolution possible with this technique. This spot is then imaged onto a single THz detector. The sample is placed in the focal plane of the THz beam and scanned in x and y in a zigzag pattern using two orthogonal, motor driven translation stages (shown pictorially by the x and y arrows).

The delay between transmitter and detector gating pulses is continuously scanned by a 10 Hz scanning delay line. The amplitude of the scanning delay line can be adjusted and determines the time window of data acquisition - a 1 mm amplitude corresponds to a 6.7 ps time window. The average photocurrent induced in the photoconducting dipole detector is measured with a current-to-voltage converter and then fed to a A/D-converter and DSP processor card. We use an A/D-converter capable of a 50 kHz conversion rate, and a DSP processor that can Fourier-transform the waveforms at a rate of 100 FFTs each second. Thus, with this system we can easily obtain the FFT spectrum of each THz waveform synchronously with the 10 Hz scan rate.

In an example from practice, the FFT spectrum is represented on the display screen as a colored dot with the frequency components of the THz spectrum represented by the frequencies of the visible (rainbow) spectrum. That is, the terahertz spectrum is mapped onto the visible spectrum and only those frequency components which propagate through the object under study can contribute to the displayed color.

Since DSPs are used in this system, it is also possible to utilize time domain techniques by computing the convolution (correlation) between the received terahertz signals and stored patterns which are related to particular elements, compounds, etc. The signals which most closely match the received signals will identify the point of the object being scanned.

In another example from experimental practice, the DSP processor looks for certain absorption lines which are characteristic of a specific molecule and assigns a specific color and intensity to this absorption pattern. After each scan, the sample is moved by one "pixel" (preferably roughly the spot size of the THz beam on the sample) and the display is updated for that particular pixel. With the above system, a 50x50 image can be acquired and displayed in just over 4 minutes.

FIG. 8 shows a preliminary result for a THz image obtained as described above. The picture is a so-called "THz X-Ray" of a packaged semiconductor chip.

In another embodiment shown in FIG. 5 for the transmitter, receiver, and optics of the imaging system in FIG. 1, the sample remains stationary and the THz beams are scanned across the sample. This can be done either by mechanically steering the THz beam with mirrors or by optical steering of the THz beam (in which case, steering of the optical beams causes a steering of the THz beams).

In the embodiment shown in FIG. 6 for the transmitter, receiver, and optics of the imaging system in FIG. 1, THz waveforms for the entire sample are acquired simultaneously by using a focal-plane THz detector array as shown in FIG. 7. Here, the entire sample is flood-illuminated by a THz beam, and the sample is imaged onto the focal-plane detector array using a lens system. The flood-illumination causes the illumination to appear as parallel beams from individual point sources.

The focal plane THz detector array consists of a two-dimensional array of THz dipole antennas (in this case 50 μm on each side) which are lithographically defined on a low temperature (LT)-GaAs or radiation-damaged Silicon-on-Sapphire (SOS) chip so that the gating time is subpicosecond. MSM photoconductive switches using interdigitated finger contacts are defined between the antenna chip. The size of the interdigitated photoconductive MSM switch is roughly 10 μm square. Each of the antenna/MSM elements constitutes a THz image pixel. The MSM photoconductive switches are gated by a short optical pulse derived from a beam that covers the entire area of the chip and is focused onto the MSM detectors using a microlens array. The microlens array and the gate pulse can either come from the same side as the THz radiation (with a beam splitter), or from opposite sides (in this case the THz beam travels through the chip substrates before it is detected by the antennas). Only 1 pJ of readout energy is required for each MSM gate, so that a 10 nJ optical pulse can gate a 100x100 focal plane array. The antenna chip is solder bump-bonded to another chip underneath with one contact on each antenna pad that carries the detected photocurrent off the chip and to the DSP processor. Preferably, the underlying chip contacted by the solder bumps is a CCD array, so that all pixels can be read out sequentially like a video camera. The photogenerated charges are accumulated in the CCD array over many optical pulses before the charge is read out.

Claims

1. A method of inspecting a medium having one or more absorptive, dispersive, or reflective constituents, comprising the steps of:

directing a sequence of high frequency, electromagnetic pulse signal at said medium, said pulse signals having a waveform with a spectral bandwidth sufficiently broad to encompass frequency dependent variations in the absorption, dispersion, or reflectivity of at least one constituent of the medium; and
detecting the directed pulse signals following one of reflection by and propagation through the medium, at least some of the detected signals being characterized by temporal distortions representative of said frequency dependent variations, to thereby obtain spectral information about said constituents in real time.

2. The method according to claim 1, further including a step of:

analyzing detected waveforms having temporal distortions in the time domain to obtain said spectral information.

3. The method according to claim 2, further including a step of:

creating an image of said object based on spectral information obtained during said analyzing step.

4. The method according to claim 2, further including a step of:

identifying at least one constituent of the medium based on spectral information obtained during said analyzing step.

5. The method according to claim 4, wherein said identifying step includes comparing spectral information obtained during said analyzing step with stored spectral information associated with a plurality of compositions.

6. The method according to claim 1, wherein said directing step includes causing said transmitted signals to propagate along a plurality of spatially distinct paths through said medium.

7. The method according to claim 1, wherein said directing step includes causing said transmitted signals to propagate along a plurality of spatially distinct paths so as to be incident on a plurality of spatially distinct areas of the medium.

8. The method according to claim 1, wherein the transmitted electromagnetic pulses signals are in the fre-

quency range between from 100 Ghz to 20 THz.

9. An apparatus for inspecting a medium having one or more absorptive, dispersive, or reflective constituents, comprising:

5

a transmitter for directing a sequence of high frequency electromagnetic pulse signals at said medium, said pulse signals having a waveform with a spectral bandwidth sufficiently broad to encompass frequency dependent variations in the absorption, dispersion, or reflectivity of at least one constituent of the medium; and a detector for detecting the directed pulse signals following one of reflection by and propagation through the medium, at least some of detected signal waveforms being characterized by temporal distortions representative of said frequency dependent variations medium, to thereby obtain spectral information about said constituents in real time.

10

15

20

10. The apparatus according to claim 9 further including means for causing said transmitted signals to propagate along a plurality of spatially distinct paths through said medium.

25

11. The apparatus according to claim 9, further including means for causing said transmitted signals to propagate along a plurality of spatially distinct paths so as to be incident on a plurality of spatially distinct areas of the medium.

30

12. The apparatus according to claim 11, further including analyzing means coupled to the detector for analyzing detected waveforms having temporal distortions to thereby obtain said spectral information.

35

13. The apparatus according to claim 12, further including means for storing spectral information relating to a plurality of compositions and wherein said analyzing means comprises means for comparing obtained spectral information with said stored spectral information to thereby identify a constituent of the medium.

40

45

14. The apparatus according to claim 9, wherein said transmitter is operable to transmit pulses in the frequency range between from 100 Ghz to 20 THz.

50

55

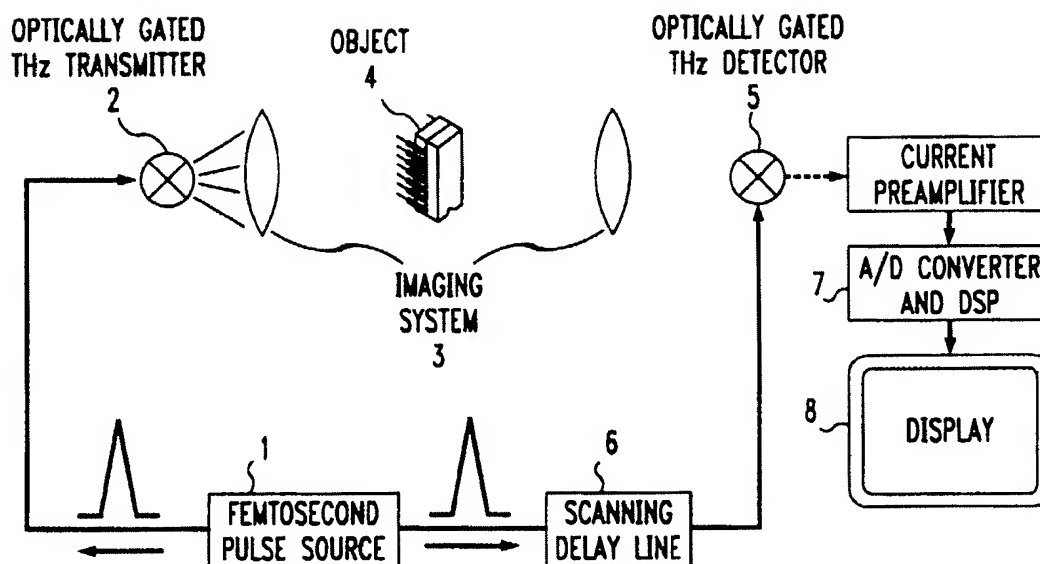
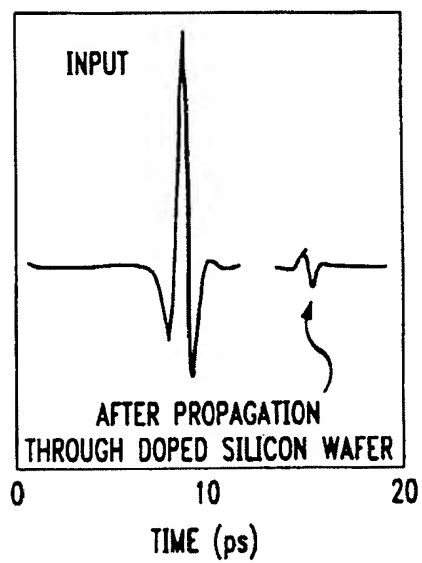
FIG. 1*FIG. 2*

FIG. 3

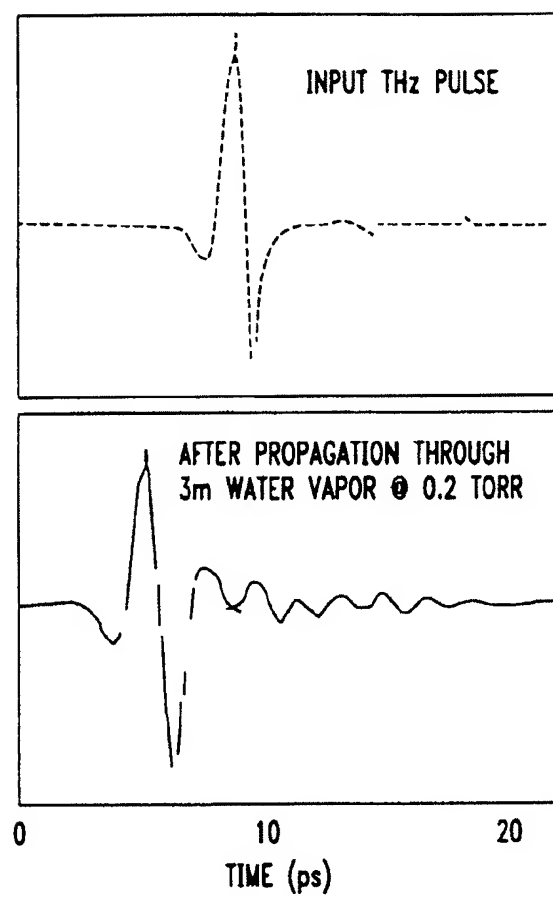


FIG. 4

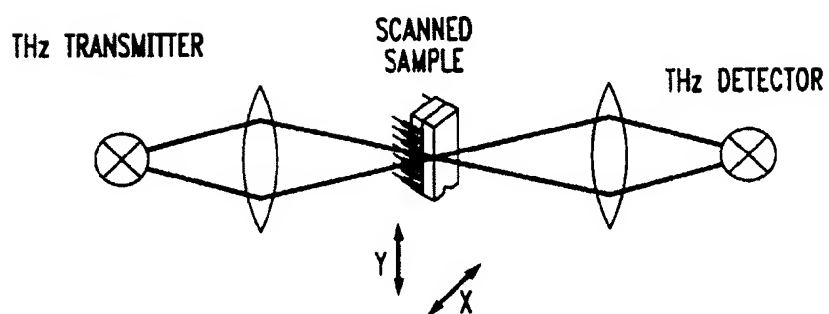


FIG. 5

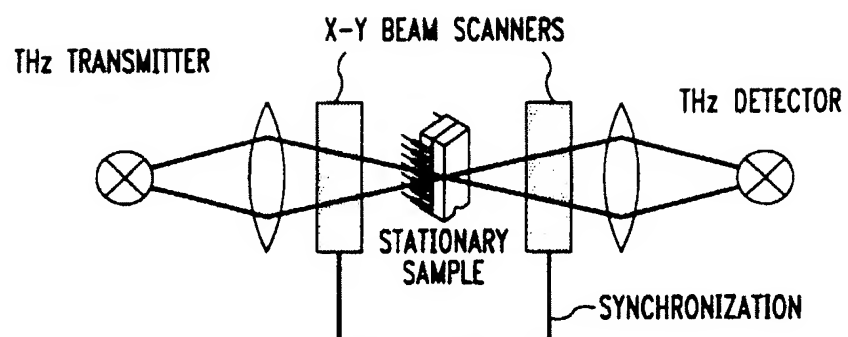


FIG. 6

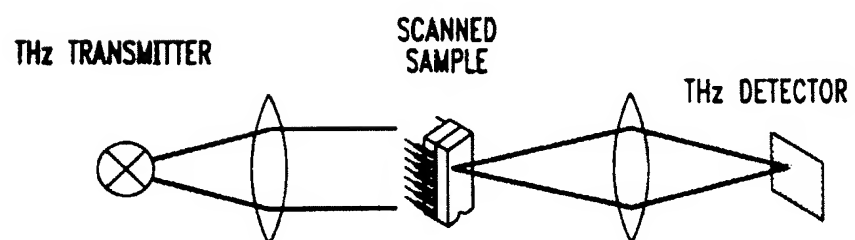


FIG. 7

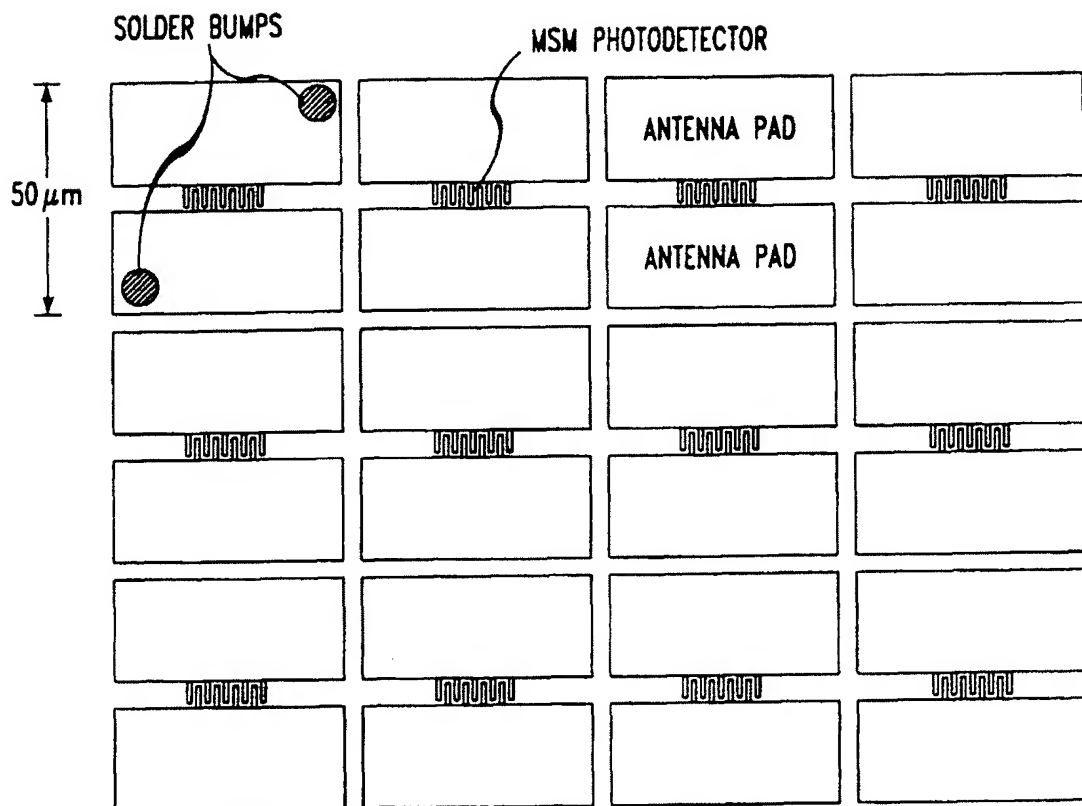
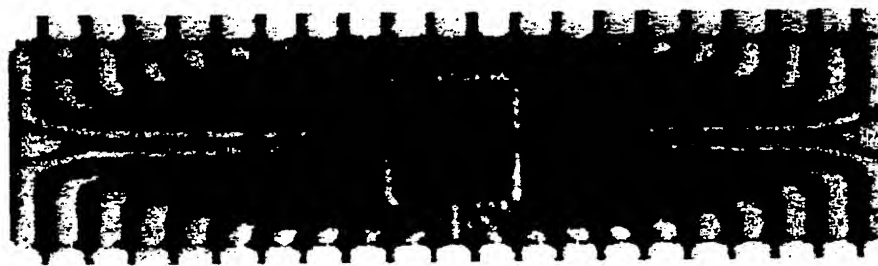


FIG. 8



TABLET TESTING DEVICE

Publication number: JP2000135268 (A)

Publication date: 2000-05-16

Inventor(s): YUYAMA SHOJI; HAMADA HIROYASU +

Applicant(s): YUYAMA SEISAKUSHO KK +

Classification:

- international: *A61J3/00; G01N21/85; G01N23/04; G06T1/00; A61J3/00; G01N21/85; G01N23/02; G06T1/00; (IPC1-7): A61J3/00; G01N21/85; G01N23/04; G06T1/00*

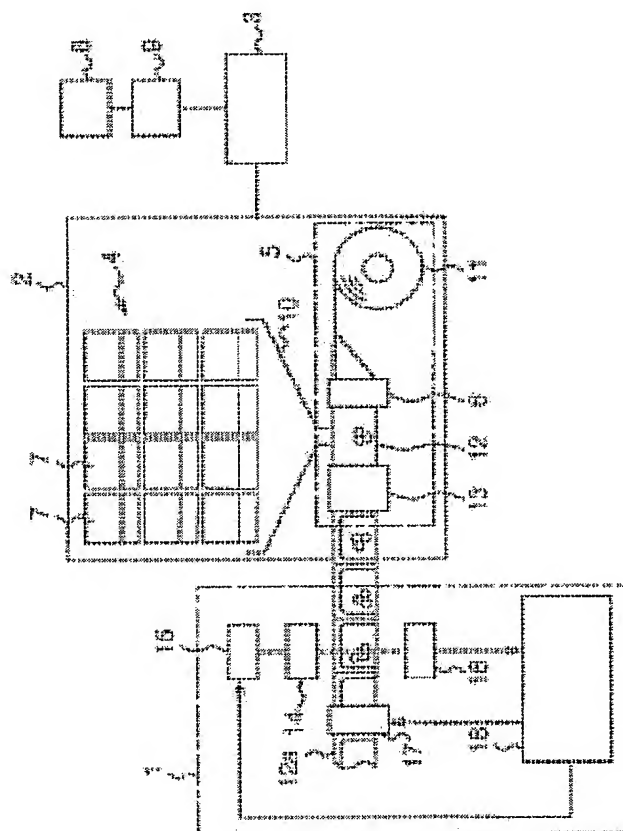
- European:

Application number: JP19990237049 19990824

Priority number(s): JP19990237049 19990824; JP19980240348 19980826

Abstract of JP 2000135268 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a tablet testing device of high reliability and high processing speed capable of monitoring testing data even after tablets are delivered to a patient, and reducing testing labor of a testing pharmacist. **SOLUTION:** Penetrating ray (X-ray) is radiated to a tablet package 12a by a penetrating ray (X-ray) generating means 14, and this penetrating ray (X-ray) is detected by a penetrating ray (X-ray) detecting means 16. Based on the result of detection by the penetrating ray (X-ray) detecting means 16, the number of tablets packaged in the tablet package 12a is determined by a tablet number determination processing means 18. Tablet number data to be packaged in the tablet package 12a is extracted from prescription data, this tablet number data is compared with the number of the tablets determined by the tablet number determination processing means 18, and it the tablets based on the prescription data are packaged or not is determined by a comparison determination processing means 18.



Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-135268
(P2000-135268A)

(43) 公開日 平成12年5月16日 (2000.5.16)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 J 3/00	3 1 0	A 6 1 J 3/00	3 1 0 F
G 0 1 N 21/85		G 0 1 N 21/85	A
23/04		23/04	
G 0 6 T 1/00		G 0 6 F 15/62	3 8 0

審査請求 未請求 請求項の数13 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願平11-237049

(22) 出願日 平成11年8月24日 (1999.8.24)

(31) 優先権主張番号 特願平10-240348

(32) 優先日 平成10年8月26日 (1998.8.26)

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 592246705

株式会社湯山製作所

大阪府豊中市名神口3丁目3番1号

(72) 発明者 湯山 正二

大阪府豊中市名神口3丁目3番1号 株式
会社湯山製作所内

(72) 発明者 濱田 博康

大阪府豊中市名神口3丁目3番1号 株式
会社湯山製作所内

(74) 代理人 100062144

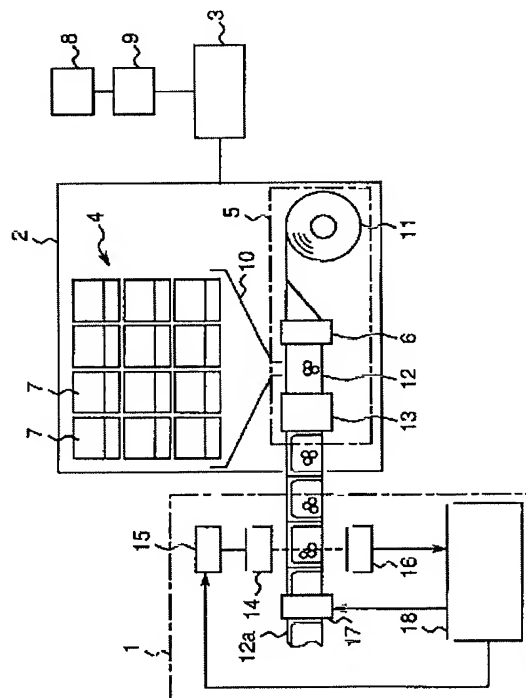
弁理士 青山 葆 (外2名)

(54) 【発明の名称】 錠剤検査装置

(57) 【要約】

【課題】 信頼性が高く、処理速度が速いうえ、患者に手渡された後でも検査データを監視することができ、検査調剤師の検査労力を緩和できる錠剤検査装置を提供する。

【解決手段】 透過線 (X線) 発生手段 14 によって錠剤包装物 12a に透過線 (X線) を照射し、該透過線 (X線) を透過線 (X線) 検出手段 16 によって検出する。透過線 (X線) 検出手段 16 の検出結果から、錠剤包装物 12a に包装された錠剤の個数を錠剤個数判別処理手段 18 によって判別する。処方箋データから錠剤包装物 12a に包装されるべき錠剤数を抽出し、該錠剤数データと錠剤個数判別処理手段 18 で判別された錠剤の個数とを比較して、処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かを比較判定処理手段 18 によって判定する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の個数を前記透過線検出手段の検出結果から判別する錠剤個数判別処理手段と、前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠数データを抽出し、該錠数データと前記錠剤個数判別処理手段で判別された錠剤の個数とを比較して、前記処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かを判定する比較判定処理手段とを備えた錠剤検査装置。

【請求項2】 処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の形状を前記透過線検出手段の検出結果から判別する錠剤形状判別処理手段と、錠剤の種類別にその錠剤形状データを記憶する記憶手段と、前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠剤の種類を抽出し、該錠剤の種類に対応する錠剤形状データを前記記憶手段から呼び出し、該錠剤形状データと前記錠剤形状判別処理手段で判別された錠剤の形状とを比較して、前記処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かを判定する比較判定処理手段とを備えた錠剤検査装置。

【請求項3】 処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の形状を前記透過線検出手段の検出結果から判別する錠剤形状判別処理手段と、錠剤の種類別にその錠剤形状データを記憶する記憶手段と、前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠剤の種類を抽出し、該錠剤の種類に対応する錠剤形状データを前記記憶手段から呼び出し、該錠剤形状データと前記錠剤形状判別処理手段で判別された錠剤の形状とを対応させて、前記錠剤包装物に包装された錠剤の個数を判別する錠剤個数判別処理手段と、

前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠剤の種類と錠数データを抽出し、該錠数データと前記錠剤個数判別処理手段で判別された錠剤の個数とを比較して、前記処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かを判定する比較判定処理手段とを備えた錠剤検査装置。

【請求項4】 前記錠剤個数判別処理手段は、前記透過線検出手段が検出したデータに個数として換算できないデータが存在するとき、不良包装として処理する請求項1又は3のいずれかに記載の錠剤検査装置。

【請求項5】 前記錠剤形状判別処理手段は、前記透過線検出手段が検出したデータに形状を認識できないデータが存在するとき、不良包装として処理する請求項2又は3のいずれかに記載の錠剤検査装置。

【請求項6】 不良包装の判定を受けると、該当する錠剤包装物にマークを付与するマーキング手段を備えた請求項4又は5のいずれかに記載の錠剤検査装置。

【請求項7】 前記透過線検出手段は、透過線透過量を検出する請求項1から3のいずれかに記載の錠剤検査装置。

【請求項8】 前記透過線検出手段は、錠剤の影として検出する請求項1から3のいずれかに記載の錠剤検査装置。

【請求項9】 処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、錠剤の種類別にそのイメージデータを記憶する記憶手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の形状を前記透過線検出手段の検出結果から捕らえてその錠剤の種類を判別する錠剤判別処理手段と、該錠剤の種類に対応する錠剤イメージデータを前記記憶手段から呼び出し、該イメージデータを前記透過線検出手段の検出データに重ねて映像データを作成する映像データ作成手段とを備えた錠剤検査装置。

【請求項10】 前記映像データを表示する表示手段を備えた請求項9に記載の錠剤検査装置。

【請求項11】 前記映像データを処方箋データと対応して記憶する記憶手段を備えた請求項9に記載の錠剤検査装置。

【請求項12】 前記透過線発生手段と前記透過線検出手段を照射方向の異なる方向に複数設け、透過線検出手段の検出データを立体的に再現する再現手段を備えた請求項1, 2, 3, 9のいずれかに記載の錠剤検査装置。

【請求項13】 前記透過線発生手段を錠剤包装物の周囲に回転可能に設けて照射方向を変更できるようにし、透過線検出手段の検出データを立体的に再現する再現手

段を備えた請求項1, 2, 3, 9のいずれかに記載の錠剤検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、包装された錠剤が処方箋どおりに包装されているか否かを自動的に検査する錠剤検査装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、錠剤包装装置により包装された錠剤が処方箋どおりに包装されているか否かの検査は、一般に、調剤師により肉眼で行われている。この調剤師による検査を支援するための装置が、特開昭63-294307号公報や、特公平4-17666号公報等で提案されている。これらの検査装置は、包装された錠剤をカメラで撮像して錠剤の種類と個数を監査するようになっている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、これらの検査装置は包装紙に包装された錠剤を二次元的に撮像するため、錠剤が複数個包装されている場合に錠剤の重なりや接触を認識することができず、包装不良として判定してしまうことがあった。また、包装紙に白のペイントで帯状に文字が印刷されている場合には、その帯の裏に隠れた錠剤を識別できない。

【0004】これらの問題は、包装紙の裏表2方向から撮像したとしても解消されない。そこで、包装直前の錠剤を一個一個分離して搬送し、これらの錠剤を撮像して検査する装置が、特開平5-337168号公報や特開平8-168727号公報に開示されている。ところが、これらの検査装置は、錠剤を一個一個分離する必要があるため処理速度が遅い。また、これらの検査装置により包装直前になされる検査は、実際に包装された状態の検査ではないため、ある包装紙に包装されるべき錠剤がその前後の包装紙に混入することがあっても、それを検出できず、信頼性が低い。例えば、朝と昼で服用する錠剤の種類が異なる場合、朝用の錠剤が包装された包装紙に昼用の錠剤が混入しても、そのまま患者に手渡されて服用され、薬効が無くなる虞れがある。また、包装時にネジやスプリング等の装置の部品、昆虫、ごみ等の異物が侵入していても、そのまま患者に手渡されて服用される危険性がある。

【0005】本発明はかかる問題点に鑑みてなされたもので、信頼性が高く、処理速度が速いうえ、患者に手渡された後でも検査データを監視することができ、検査調剤師の検査労力を緩和できる錠剤検査装置を提供することを課題とするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】前記課題を解決するための第1の手段として、本発明は、処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装

置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の個数を前記透過線検出手段の検出結果から判別する錠剤個数判別処理手段と、前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠剤データを抽出し、該錠剤データと前記錠剤個数判別処理手段で判別された錠剤の個数とを比較して、前記処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かを判定する比較判定処理手段とを備えたものである。

【0007】本発明でいう錠剤包装物とは、包装袋のほか、蓋付きの円筒状容器であるバイアル瓶を含む。また、透過線とは、X線のほか、放射線、物体を透過する光線、例えば赤外線を含む概念である。

【0008】前記第1の手段としての発明によれば、錠剤包装物に包装された錠剤の個数を透過線検出手段の検出結果から判別し、これを錠剤包装物に包装されるべき錠剤データと比較して、処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かが判定できるので、包装された錠剤の検査が簡単かつ迅速になり、信頼性が高くなる。

【0009】前記課題を解決するための第2の手段として、本発明は、処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の形状を前記透過線検出手段の検出結果から判別する錠剤形状判別処理手段と、錠剤の種類別にその錠剤形状データを記憶する記憶手段と、前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠剤の種類を抽出し、該錠剤の種類に対応する錠剤形状データを前記記憶手段から呼び出し、該錠剤形状データと前記錠剤個数判別処理手段で判別された錠剤の形状とを比較して、前記処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かを判定する比較判定処理手段とを備えたものである。

【0010】前記第2の手段としての発明によれば、錠剤包装物に包装された錠剤の形状を透過線検出手段の検出結果から判別し、これを錠剤包装物に包装される錠剤の形状データと比較して、処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かが判定できるので、前記第1の発明と同様に、包装された錠剤の検査が簡単かつ迅速になるうえ、信頼性が高くなる。

【0011】前記課題を解決するための第3の手段として、本発明は、処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の形状を前記透過線検出手段の検出結果から判別する錠剤形状判別処理手段と、錠剤の種類別にその錠剤形状データ

を記憶する記憶手段と、前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠剤の種類を抽出し、該錠剤の種類に対応する錠剤形状データを前記記憶手段から呼び出し、該錠剤形状データと前記錠剤個数判別処理手段で判別された錠剤の形状とを対応させて、前記錠剤包装物に包装された錠剤の個数を判別する錠剤個数判別処理手段と、前記処方箋データから前記錠剤包装物に包装されるべき錠剤の種類と錠数データを抽出し、該錠数データと前記錠剤個数判別処理手段で判別された錠剤の個数とを比較して、前記処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かを判定する比較判定処理手段とを備えたものである。

【0012】前記第3の手段としての発明によれば、錠剤包装物に包装された錠剤の個数を透過線検出手段の検出結果から判別し、これを錠剤包装物に包装されるべき錠数データと比較して、処方箋データどおりの錠剤が包装されているか否かが判定できるので、前記第1の発明と同様に、包装された錠剤の検査が簡単かつ迅速になるうえ、信頼性が高くなる。

【0013】前記錠剤個数判別処理手段は、前記透過線検出手段が検出したデータに個数として換算できないデータが存在するとき、あるいは、前記透過線検出手段が検出したデータに形状を認識できないデータが存在するとき、不良包装として処理するようにしてもよい。これにより、さらに信頼性が高まる。また、異常の判定を受けると、該当する錠剤包装物にマークを付与するマーキング手段を備えることもでき、これにより不良品を簡単に識別できる。

【0014】前記透過線検出手段は、透過レベルとして透過線を検出するか、あるいは、錠剤の影として検出することができる。

【0015】前記課題を解決するための第4の手段として、本発明は、処方箋データに基づいて錠剤包装物に包装された錠剤の検査を行う錠剤検査装置において、透過線を発生して前記錠剤包装物に照射する透過線発生手段と、該透過線発生手段で発生された透過線を検出する透過線検出手段と、錠剤の種類別にそのイメージデータを記憶する記憶手段と、前記錠剤包装物に包装された錠剤の形状を前記透過線検出手段の検出結果から捕らえてその錠剤の種類を判別する錠剤判別処理手段と、該錠剤の種類に対応する錠剤イメージデータを前記記憶手段から呼び出し、該イメージデータを前記透過線検出手段の検出データに重ねて映像データを作成する映像データ作成手段とを備えたものである。

【0016】前記第4の手段としての発明によれば、透過線検出手段の検出結果から、錠剤の種類を判別し、該錠剤の種類に対応する錠剤イメージデータを透過線検出データに重ねて映像データを作成するので、包装された錠剤を映像データとしてみることで、錠剤の検査が容易になる。

【0017】前記錠剤検査装置では、前記映像データを表示する表示手段や、前記映像データを処方箋データと対応して記憶する記憶手段を備えてもよい。これにより、錠剤の検査がさらに簡単に、かつ迅速に行える。

【0018】前記第1から第4の手段としての発明において、前記透過線発生手段と前記透過線検出手段を照射方向の異なる方向に複数設け、透過線検出手段の検出データを立体的に再現する再現手段を備えることができる。また、前記透過線発生手段を錠剤包装物の周囲に回転可能に設けて照射方向を変更できるようにし、透過線検出手段の検出データを立体的に再現する再現手段を備えることもできる。これらにより、包装された錠剤に重なりがあっても、それらの錠剤を確実に判別することができ、検査の信頼性がさらに向上する。

【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を添付図面に従って説明する。

【0020】＜第1実施形態＞図1は、本発明にかかる錠剤検査装置1を備えた錠剤分包機2を示す。錠剤分包機2は、制御装置3によって制御される錠剤払い出し装置4、包装装置5、および印刷装置6を備えている。錠剤払い出し装置4は、錠剤が種類別に収容された多数のカセット7を備えている。この錠剤払い出し装置4は、ホストコンピュータ8よりパソコン9を通じて受信した処方箋データに従って該当するカセット7から錠剤を払い出す。錠剤払い出し装置4で払い出された錠剤は、ホップ10を介して包装装置5に導かれる。包装装置5は、ロール11から一定量づつ送り出される包装紙12を長手方向に2つ折りし、一包分の錠剤が投入されると、ヒータローラ13で包装紙12をシールして包装する。包装紙12の送り量は図示しないエンコードによって検出される。包装紙12には、服用時期、患者名等が印刷装置6によって印刷される。包装紙12に包装された錠剤は以下に説明する錠剤検査装置1によって検査される。

【0021】錠剤検査装置1は、透過線発生装置であるX線管14とその制御装置15、透過線検出装置であるラインセンサ16、マーク付与装置17、および制御装置18とからなっている。

【0022】X線管14は、図2に示すターゲット固定式X線管14a、又は図3に示すターゲット回転式X線管14bを使用することができる。

【0023】図2に示すターゲット固定式X線管14aは、ガラス管19内に、カバー20で覆われたフィラメントからなるカソード21と、該カソード21に対して2°～20°程度傾斜したタングステンやモリブデン等の重金属からなるターゲット22とを有している。カソード21とターゲット22はそれぞれ電源端子に接続されている。ターゲット22の後方には、冷却オイルを噴出してターゲット22の表面温度を制御する冷却ノズル

23が設けられている。電源端子に図4と図5に示す電子回路で電圧を印加すると、フィラメント21からターゲット22に向かって電子が移動し、ターゲット22からベリリウム窓24を通してX線が照射される。

【0024】図3に示すターゲット回転式X線管14bは、基本的には図2に示すターゲット固定式X線管14aと同じであるので、対応する部分には同一符号を付してある。ターゲット回転式X線管14bは、ターゲット22が高速回転するように構成されている。ターゲット22の温度上昇は、照射位置が分散することで押さえられるので、オイル冷却装置は備えておらず、ターゲット22の角度も25°から50°になっている。ターゲット22の表面は交互に配置された2種類の金属で構成され、ターゲット22が回転すると2種類の金属が交互にフィラメント21から照射される電子を受け止めるようになっている。

【0025】前記X線管14のターゲット22の材質は、X線の強度性質に大きく影響するが、本発明の錠剤検出装置1として使用するにはモリブデンが好ましい。この理由は、被検査体が包装紙と錠剤であって薄いのでX線強度を極力弱くする必要があるからである。また、モリブデンは、図6から図8に示すように、タングステンに比べて、物体に対する吸収率が高く、光子エネルギーが低い所で光子が多い特性があるからである。

【0026】図9は、実際に図5の回路を使用してX線管14からX線を発生させた管電圧波形である。X線曝射時のコンデンサ端子電圧は、時間とともに放電によって低下するが、その降下電圧 ΔV (V)は、 $\Delta V = i T / C$ となり、管電圧波形はノコギリ波状になる。この ΔV を小さくするには、コンデンサ容量を大きくすることで解消できる。

【0027】また、ターゲット22の材質としてタングステンをを用いても、印加電圧を下げることでX線強度を弱くすることができるが、被検査体に異物が混じってX線の透過が確認できない場合でも検出できるように、X線の光子エネルギーの高いものを短時間、パルス状に印加してもよい。この場合、X線管は、図3に示すターゲット回転式X線管14bの方が好ましい。ターゲット22に2種類の材質を用いることで光子エネルギーを2種類の強度で発生させることができる。特に、図6、図7に示すように、タングステンのターゲット22を用いて管電圧を下げると、光子エネルギーが10～40 KeVの領域で光子数が上がってノイズが多くなり、Ka1のピークも下がるので、後述するアルミフィルタ25を通過して領域外の光子エネルギーが後述するラインセンサ16に到達すると、画像のボケが生じる要因となる。

【0028】前記X線管14から発生するX線は、図10に示すように、アルミフィルタ25を通して被検査体

に照射される。アルミフィルタ25は厚さ1 mm程度のもので、前記光子数が変動する領域を除去し、光子エネルギーが安定した領域でX線が照射されるような働きを有する。なお、コリメータウェッジフィルタを用いる場合、被検査体の形状に合わせたものを採用し、錠剤のエッジ部のボケを防止することも可能である。

【0029】被検査体に照射されたX線はマスク26でスライスされてラインセンサ16に入射する。マスク26は、図10に示すように、包装袋12aの搬送方向に直角な方向に延びるスリット27を有している。スリット27の幅は通常2 mm前後である。マスク26に到達したX線は、スリット27以外の部分のX線は遮断され、スリット27を通過したX線のみがラインセンサ16に入射する。

【0030】ラインセンサ16としては、電離箱検出装置16a又は半導体検出装置16bが使用される。電離箱検出装置16aは、図11に示すように、容器28内に平板状のバイアス電極29と信号電極30とを一定間隔dで交互に配置し、各電極間29、30にキセノンを10 p (atm)の圧力で封入したものである。バイアス電極29と信号電極30の間に電圧を印加した状態で、容器28の上面の凹部31からX線が入射して電離すると、両電極29、30間に微電流が流れ、この電流値は数値化して検出される。

【0031】前記ラインセンサ16の特性条件は、以下のようにして求められる。

【0032】平行平板電離箱中にX線により一様に電離が生じると仮定し、空間電荷により電離箱内の電界が0になるイオン対収集の限界を考える。 n_0 個/cc/sのイオン対が発生するとき、x点でのイオン電荷密度は、次式で与えられる。

【数1】

$$\rho_+ = n_+ e = \frac{n_0 (d-x)e}{w_+}$$

【0033】ここで、 w_+ は、イオンの流動速度で、電界をE、ガス圧をP、イオンの移動速度を μ_+ とすると、式2で示される。また、電解を記述するポアソン方程式は、式3で示される。

【数2】

$$w_+ = \frac{\mu_+}{P} E$$

【数3】

$$\nabla \cdot E = 4\pi\rho$$

【0034】 μ_+ は、ガス固有の値であり、Xe (キセノン)は0.58である。式3に式1を代入し、空間電荷により、 $x=d$ で $E=0$ になるという境界条件を与えると、次式を得る。

【数4】

$$E = \left(\frac{4\pi p n_0 e}{\mu_+} \right)^{\frac{1}{2}} (d - x)$$

【0035】電極間の電位差 V_s は、式4を $x=0$ から $x=d$ まで積分して、

【数5】

$$V_s = \int_0^d E dx = \frac{1}{2} \left(\frac{4\pi p n_0 e}{\mu_+} \right)^{\frac{1}{2}} d^2$$

【0036】すなわち、平行平板状の電離箱にX線が照射されると、該電離箱の中で一様に電離が生じると仮定すると、 $n_0 e$ の電荷を収集するのに必要な電位差 V_s は、式5の V_s 以上でなければ空間電荷による制限を受ける。

【0037】式5は、CGS系で表されているが、 μ_+ ($\text{cm}^2/\text{V}\cdot\text{s}$)、 d (cm) とし、有利化単位を用いれば、次式となる。ここで、 I は電離箱出力電流 (A)、 D は電離箱有効体積 (cm^3) である。

【数6】

$$V_s = 1.67 \times 10^6 \left(\frac{pI}{\mu_+ D} \right)^{\frac{1}{2}} d^2$$

【0038】電位差 V_s は、出力電流 I が大きいほど高くなるから、最大出力電流時に飽和するように印加電圧を設定することが必要である。また、特に、ガス圧が高い場合には、電離箱内のX線入射窓に近い部分で電荷密度が高くなるので、平均電荷密度で計算した電位 V_s よりも高い電位が必要となる。X線をパルス状に照射する場合、静特性である飽和特性とともに、ステップ応答性が早くなくてはならない。特に本発明のような錠剤分包装机2は、近年、1分間に90包の包装が可能となっているので、1秒間に114mmの範囲を検査する必要がある。この条件を可能にするには、5ms間隔でX線を発射する必要がある。X線の立ち上がり時間は、0.1から0.2ms程度であるので、支障はない。しかし、ラインセンサ16の立ち上がり特性はイオンの流動速度により決定される。

【0039】電極間隔 d の電離箱に $t \geq 0$ で n_0 個/ cm^3 の割合で一様にイオン対が発生する場合における、収集電極での出力電流 I の立ち上がり特性を考える。時間 t における電離箱の全体でのイオンの密度の変化率は、次式で与えられる。

【数7】

$$\frac{dN_+}{dt} = N_0 - n_+ w_+ S$$

【0040】ここで、右辺第1項は発生を、第2項は収集電極に到達する量を表す。 N_0 は $n_0 d \cdot S$ を表し、 S は電極板面積である。 n_+ は、次式で示すように、収集電極に到達する密度で時刻 $t=0$ で $x=d$ に発生したイ

オンが収集電極に到達するまでは、毎秒発生する割合で、増加するが、その後は平行状態になる。

【数8】

$$\frac{dn_+}{dt} = \begin{cases} n_0 & 0 \leq t \leq \frac{d}{w_+} \\ 0 & \frac{d}{w_+} < t \end{cases}$$

【0041】式8をとき、境界条件を代入すると、次式が得られる。

【数9】

$$n_+ = n_0 t \quad 0 \leq t \leq \frac{d}{w_+}$$

$$n_+ = \frac{n_0 t}{w_+} \quad \frac{d}{w_+} < t$$

【0042】式9を式7に代入し、 N_+ を求めると、次式を得る。

【数10】

$$N_+ = N_0 \left(t - \frac{w_+}{2d} t^2 \right) \quad 0 \leq t \leq \frac{d}{w_+}$$

$$N_+ = \frac{N_0 d}{2w_+} \quad \frac{d}{w_+} < t$$

【0043】電子に対しても以上と同じ式が成り立つが、電子の流動速度 w_- は、イオンに比べて格段に速いので、イオンの移動時間による立ち上がり特性を考えた場合、

【数11】

$$N_- = \frac{N_0 d}{2w_-}$$

と考えておいて差し支えない。

【0044】出力電流 I は、

【数12】

$$I = \frac{N_+ e w_+}{d} + \frac{N_- e w_-}{d}$$

であり、これに式10、式11を代入すると、次式を得る。

【数13】

$$I = \frac{N_+ e w_+}{d} \left(t - \frac{w_+}{2d} t^2 \right) + \frac{N_0 e}{2} \quad 0 \leq t \leq \frac{d}{w_+}$$

$$I = N_0 e \quad \frac{d}{w_+} < t$$

【0045】これにより、ラインセンサ16の出力電流の立ち上がり時間は、イオンの電極間移動時間 d/w_+ で表されることが分かる。このことを実測したのが、図12である。出力電流の立ち上がり時間 d/w_+ をX線の立ち上がり時間 t_0 に等しくするための印加電圧 V は、次式で表され、圧力 p に比例し、電極間距離 d の2乗に比例する。

【数14】

$$V = \frac{p d^2}{\mu_+ t_0}$$

【0046】これらの関係を図13に示す。低い電圧で検出速度を早くするには、電極間距離 d を1mm、ガス圧 p を10atm、印加電圧 V を1500Vに設定する。これにより、立ち上がり時間 t を100 μ sにすることができる。

【0047】半導体検出装置16bは、図14に示すように、 $p-n$ 接合タイプのものを使用できる。素子の接合間にX線が入射すると、電流パルスを発生する。 $p-n$ 接合のほか、 $p-i-n$ 接合タイプのものも使用することができる。このような半導体検出装置16bを使用した場合、コンパクトで出力の直線性がよい多チャンネルの検出器とすることができる。

【0048】前記ラインセンサ16による検出の原理について説明する。被検出物は、空間的に不均一なカプセルや、空間的にはほぼ均一な錠剤とが存在する。このような被検出物が包装された包装袋12aにX線を透過させて、ある範囲の平面を再生するには、一般には、その平面内の全ての点において、その点を通るあらゆる方向の撮影データが必要となる。しかし、離散的有限の撮影データからでも、許容範囲内で、再生像を形成することができる。この場合、当然ながら、空間的に均一な構造の錠剤と、空間的に不均一なカプセルでは再生像の精度に差異が生じる。錠剤のような被検出物は、外形形状が割と単純に形成されているため、ドーナツ形のトローチ錠を除き、X線が被検出物に対してある方向から2度透過することはない。したがって、X線が錠剤を透過するときの吸収率を考慮すれば、画像の再生が可能である。

【0049】ラインセンサ16は、図15に示すように、包装袋12aが立体3軸(x, y, z)において水平な $x-z$ 面内で $z(-)$ 方向に搬送されるとすると、 x 軸方向に平行な $a-a'$ 線上に配置される。包装袋12a内で錠剤が重なり合っていると、錠剤の個数や形状の判別が困難であるため、図16に示すように、暴射前の位置に、包装袋12a内の錠剤を分離する分離装置32を設けることが好ましい。この分離装置32は、包装袋12aの下方に併設された2つのスポンジローラ33a, 33bと、包装袋12aの上方に配置された1つのスポンジローラ33cとから構成され、それらの間に包装袋12aを挟んで波型に通過させることで重なった錠剤を分離するようになっている。なお、この分離装置は32は、3つのスポンジローラ33a, 33b, 33cに限らず、それ以上の数のスポンジローラで構成してもよい。

【0050】ラインセンサ16は、包装袋12aが移送されるにつれて、該包装袋12aの $p1, p2, p3, \dots, pn$ の各X線暴射ポイントの透過量を検出する。暴射ポイント $p1, p2, p3, \dots, pn$ のピッチは、本実施形態の場合、図17に示すように、0.76mmである。

【0051】図17のようにラインセンサ16の暴射ポ

イントにカプセル剤が位置している場合、ラインセンサ16により検出されたX線の透過量は、図18に示すグラフで示される。

【0052】また、図15のように、カプセル剤と錠剤が包装されている包装袋12aの暴射ポイント $p1, p2, p3, p4, p5$ のX線透過量のグラフを図19から23に示す。なお、図を簡略にするため、各ポイントは2ポイントおきに示されている。図22から23において、ポイント $p1-1$ では、包装袋12aのみによるX線透過量の減衰が検出され、ポイント $p1-2$ では、カプセルの端部によるX線透過量の減衰部分が見え始め、ポイント $p1-3$ から $p3-2$ まではカプセルの中央部による大きな減衰が見られる。また、ポイント $p3-3$ からは錠剤によるX線透過量の減衰部分が見えはじめる。ポイント $p4-1$ ではカプセルによるX線透過量の減衰が小さくなる。ポイント $p4-2$ からポイント $p5-2$ までは錠剤によるX線透過量の減衰のみとなり、ポイント $p5-3$ では包装袋12aのみによるX線透過量の減衰が検出される。これらの図19から23に示す減衰データを3次元グラフに示すと、図24のようになる。

【0053】今、仮に図25に示すように包装袋12a内に包装不良要素である針金や錠剤の欠けが包装されている場合も、同様にして、X線透過量を検出し、その減衰データから減衰幅を求め、その減衰幅の中心を軸上に並べると、図26(a)から図27(d)に示すグラフが得られる。この図において、横軸の0000-1111は、ラインセンサ16の検出座標位置で、縦軸は、減衰幅である。

【0054】次に、X線透過量の減衰データから包装袋12aによる減衰量を減算し、さらにノイズ除去やエッジ強調処理、減衰量の中心値検出処理を施し、減衰量の中心を描いて並べ直すと、図28に示すグラフィック画像が得られる。本実施形態では、厚み方向すなわち y 方向のX線透過量の減衰量しか検出できないので、重なった錠剤は重なったままの錠剤形状が再現される。

【0055】図28のグラフィック画像は、錠剤の持つX線吸収率を単純に1/2にして表現しているが、実際には錠剤のX線吸収率が種類毎に相違するため y 軸方向に歪みを有している。この歪みは、錠剤種類が特定された後に、歪み率を掛けて修正することができる。

【0056】 y 軸方向の歪みは、錠剤の判別ができなくなるほどの重大な問題ではない。その理由は、包装された薬剤が何であるかは処方箋データによって予め知ることができるので、包装されたであろう薬剤のX線吸収率データを記憶部から読み出し、該吸収率データに基づいてX線透過量の検出データを修正して形状データを作成し、該作成した形状データと予め包装された錠剤の形状データが一致するか否かを判定すればよいからである。これらが一致しないということは、包装した錠剤が間違

っている可能性が高い。

【0057】このとき、判定基準データとして図29や図30に示すような実測データを予め記憶させておき、該判定基準データと被検出物の検出データとを比較して判定するほうが、3次元データとして記憶したもので判定するよりも精度が高くなる。この理由は、y軸方向の歪みを持ったものを3次元データに変換する過程で、データが真値から外れる恐れが高いからである。なお、図29は丸形の錠剤で図47に示すエプツール、図30は四角形で表面に「A」の溝が刻印された錠剤で図47に示すアナドールの一方向から照射した時の実測データである。

【0058】マーク付与装置17は、図31に示すように、各不良項目に対応して色の異なる複数のペン34をホルダ35を介して支持軸36に支持するとともに、フレーム37に取り付けられたソレノイド38で各ペン34の先端部を包装袋12aに押し付けるようにしたものを使用することができる。各ペン34は、ソレノイド38が動作しない時に、包装袋12aから離れるように図示しないばねで付勢されている。また、ペン先は、乾燥しないように、フレーム37に形成された溝39に収納されるようになっている。マーク付与装置17は、制御装置18が個数又は形状判別処理するのに要する時間だけ、包装袋内の薬剤がラインセンサ16を通過した位置よりも後方に設けられている。

【0059】制御装置18は、図1に示すように、本発明の記憶手段、個数判別処理手段または形状判別処理手段、および比較処理手段を構成するものであり、パソコンで構成することができる。ここで、制御装置18を3台設けても良い。すなわち、1台目の制御装置はラインセンサ16からのデータを記憶手段に時系列に書き込み、2台目の制御装置へそのデータを送信する。2台目の制御装置は包装された薬剤の個数判別、形状判別処理してそのデータを記憶する。3台目の制御装置は包装袋内に包装した処方データと、前記2台目の制御装置で処理された該当データとを比較し、良否判定すると共に、その判定結果に基づいて、マーク付与手段17を作動させる。このように、複数の制御装置を接続して、処理工程別に処理させると、良否判定結果が早急に判別できるため、包装速度を低下させることなく処理が行える。

【0060】制御装置18による測定動作およびデータ処理動作については、後述することとし、以下に、錠剤検出装置1の他の実施形態について説明する。なお、以下の実施形態において、前記第1実施形態と実質的に対応する部分には同一符号を付して、説明を省略する。

【0061】＜第2実施形態＞図32は、本発明の第2実施形態にかかる錠剤検査装置を示す。この錠剤検査装置では、図10の前記第1実施形態の錠剤検査装置と同様に、X線管14とラインセンサ16が配置されているが、これに加えて包装袋12aに包装された薬剤をy軸

方向から撮影するCCDカメラ40が包装袋12aの上方に配置されている。

【0062】このCCDカメラ40により、錠剤の色彩データと外観寸法データを取得することができる。CCDカメラ40によって色彩データを取得することにより、錠剤の重なりがある程度可能となるほか、錠剤種の判別がより正確になる。X線データでは図33に示すような半影部分によって錠剤寸法検出精度が悪化するが、前記CCDカメラ40で取得した外観寸法データを使用して補正することができる。このような処理を行う場合も制御装置を独立させると、包装速度に影響を与えることなく全体の処理が遂行できる。

【0063】＜第3実施形態＞図34は、本発明の第3実施形態にかかる錠剤検査装置を示す。この錠剤検査装置では、y軸方向に配置されたX線管14とラインセンサ16に加えて、x軸方向にもX線管14とラインセンサ16が配置されており、包装袋12aに90°ずれた2方向からX線が同時に照射されるようになっている。この装置によれば、図35に示すように、x軸方向とy軸方向のX線透過量のデータによって、重なって包装された錠剤の判別がある程度可能となる。また、2方向のデータにより、図36に示す断面画像や、図24に示す3次元画像を表示させることができる。

【0064】＜第4実施形態＞図37は、本発明の第4実施形態にかかる錠剤検査装置を示す。この検査装置では、被検査体の周囲に環状軌道41が配置されて該環状軌道41上にX線管14が移動可能に搭載されるとともに、環状軌道41の外側周囲に環状ラインセンサ16が配置されている。環状軌道41と環状ラインセンサ16の間には、2つのリングの間にスリット27を設けてなるマスク26が配置されている。X線管14と被検査体の包装袋12aの間には、アルミニウムからなるフィルタ25が備えられ、X線管14と一体になって被検査体の周りを旋回するようになっている。

【0065】前記錠剤検査装置において、図37から図40に示すように、包装袋12aをz軸方向に送るとともに、X線管14を所定角度づつ旋回させることにより、X線透過率データを取得し、該データから包装袋12aの減衰量を減算し、ノイズの除去、エッジ強調処理、減衰量の中心値検出処理を施し、減衰量の中心を描いて検出角度に対応させて、螺旋状に繋ぎ合わせると、図41に示す画像データが得られる。

【0066】＜第5実施形態＞図42は、本発明の第5実施形態にかかる錠剤検査装置を示す。この検査装置は、図34と図37の構成を合わせ持った構成を有している。すなわち、90°ずれた方向に2つのX線管14が配置されるとともに、被検査体である包装袋12aの周囲に前記2つのX線管14の環状軌道41と環状ラインセンサ16が配置されている。この錠剤検査装置では、2つのX線管14は90°の位置関係を保ちながら

被検査体である包装袋 1 2 a の周囲を巡回するため、被検査体の厚みデータと X 線透過量データを同時に検出できるとともに、被検査体の外径形状を多方向から測定できる。このため、包装袋 1 2 a に多量の錠剤が包装され、多重に重なり合っている、錠剤の種類、数量を正確に判別することができる。

【0067】前記錠剤検査装置では、X 線管 1 4 は 1 0 ° ピッチの暴射ポイントで X 線を照射しながら 3 6 0 ° 回転し、包装袋 1 2 a は前記 1 0 ° の暴射ポイントがくる毎に 0 . 7 6 mm ピッチで z 軸方向に移動することができるので、検査時間を短縮することができる。

【0068】＜第 6 実施形態＞図 4 3 は、本発明の第 6 実施形態にかかる錠剤検査装置を示す。この検査装置は、前記第 5 実施形態と同様であるが、被検査体がバイアル瓶 4 2 に充填された錠剤である点で相違している。バイアル瓶 4 2 は、欧米で使用されるもので、幼児が開封するのを防止するためのプラスチック製キャップ 4 3 を備え、処方日数分の錠剤が 1 種類充填される。このバイアル瓶 4 2 は、図 4 4 に示すように、搬送ベルト 4 4 上を搬送される。バイアル瓶 4 2 は、その中に錠剤が多重に重なった状態であるうえ、前記実施形態の包装袋 1 2 a よりも X 線減衰量が大きいので、z 軸方向の 1 つの測定ポイントにおける測定回数を多くして、錠剤の錠数と種類の判別をより高精度に行う必要がある。

【0069】＜測定動作＞次に、図 3 2 に示す第 2 実施形態の錠剤検査装置の測定動作およびデータ処理動作を図 4 5、図 4 6 のフローチャートに従って説明するが、他の実施形態についてもほぼ同様である。

【0070】まず、測定動作について説明すると、図 4 5 に示すように、ステップ 1 0 1 で包装袋 1 2 a の z 軸方向の搬送座標をリセットし、ステップ 1 0 2 で包装を開始する。ステップ 1 0 3 で包装袋 1 2 a が検出点に到達したかを判断し、到達すればステップ 1 0 4 で X 線を照射し、ステップ 1 0 5 でラインセンサ 1 6 の出力データを記憶する。続いて、ステップ 1 0 6 で 1 包分の範囲の全ての検出点でのデータ取得が完了したかを判断し、完了していなければステップ 1 0 3 に戻って次の検出点のデータを取得する。1 包分の範囲の全ての検出点でのデータ取得が完了していれば、ステップ 1 0 7 で 1 包分の範囲を CCD カメラ 4 0 で撮影し、ステップ 1 0 8 でそのカラー画像を記憶する。続いて、ステップ 1 0 9 で次の包装袋の測定があるかを判断し、あればステップ 1 0 1 に戻り、なければ終了する。

【0071】＜データ処理動作＞続いて、前記測定動作により取得したデータの処理動作を図 4 6 のフローチャートに従って説明する。

【0072】ステップ 1 1 1 で、まず、記憶したラインセンサ 1 6 の出力データを読み出す。ステップ 1 1 2 で、この出力データの各ポイントの減衰幅を特定し、ステップ 1 1 3 で、この減衰幅の中心をセンサ座標と z 軸

座標に対応させて整列させる。ステップ 1 1 4 では、予め記憶した X 線減衰率に基づき、ラインセンサ 1 6 の出力データである X 線透過量から錠剤の形状を判別する。次に、ステップ 1 1 5 で、錠剤形状の中心位置を判別する。この中心位置は、後のステップで色彩データと対応させるときのマークとなる。ステップ 1 1 6 では、錠剤の回転方向を判別する。錠剤はあらゆる方向に向いて包装袋 1 2 a に包装されるが、このように錠剤回転方向を判別しておくと、錠剤の判別照合が迅速に行える。

【0073】ステップ 1 1 7 では、CCD カメラ 4 0 で取得した色彩データを記憶装置から読み出し、ステップ 1 1 8 で、CCD カメラ 4 0 の色彩データとラインセンサ 1 6 の X 線透過量データを錠剤中心位置に合わせてズレを調整する。ステップ 1 1 9 では、前記ステップ 1 1 8 で作成した色彩データから 3 次元画像データを作成する。

【0074】続いて、ステップ 1 2 0 では、判別基準データを読み出す。このとき、全ての錠剤に対応する判別基準データを読み出して照合判定するよりも、現在着目している包装袋 1 2 a に包装されるべき錠剤に対応する判別基準データのみを読み出して照合判定するほうが、判定処理を非常に速く行うことができるので好ましい。ステップ 1 2 1 では、3 次元画像データの錠剤中心位置の数をカウントして同種錠剤の錠数を判定し、ステップ 1 2 2 では、前記ステップ 1 2 0 で読み出した判別基準データと対応させて錠剤の種類を判別し、ステップ 1 2 3 で包装錠剤を判別する。

【0075】ステップ 1 2 4 では、包装袋 1 2 a にゴミ、異物、錠剤の欠け等が存在していないかどうかを調べるために、判別基準データに対応しない検出データがあるかを判断し、あればステップ 1 2 7 で不良品マークを付与してステップ 1 2 8 で不良品表示をし、なければステップ 1 2 5 に進む。ステップ 1 2 5 では、包装すべき薬剤の処方データと、判別された錠剤の錠数および種類とが一致するか否かを判断し、完全一致しなければステップ 1 2 7 で不良品マークを付与してステップ 1 2 8 で不良品表示をし、完全一致していればステップ 1 2 6 で合格表示をする。以上の判定結果は、患者識別番号と対応させて記憶する。

【0076】＜不良品のデータ処理＞不良品として判別される項目には、以下のものがある。

1. 包装袋帯の投入位置の前後のズレ込み
2. 異物の混入
3. 薬剤の割れ
4. 薬剤の過不足
5. 処方薬剤種と包装薬剤種の相違

【0077】前記不良包装を検出した場合、調剤師にそのことを報知し、場合によっては包装をやり直す必要がある。不良品の報知には、モニターや表示ランプ、ブザー等が考えられるが、包装袋帯のどの部分でどのような不

良が発生したかを明確に示すために、前述したマーク付与装置 17 によって包装袋帯の該部分に直接、不良項目に対応したマークを付与することが好ましい。

【0078】前記包装不良のうち、まず、包装袋帯の投入位置の前後のズレ込みの不良があった場合のデータ処理を説明する。例えば、ある患者について錠剤 A1 日 3 回毎食後各 1 錠と錠剤 B 朝夕 1 日 2 回毎食後各 1 錠の 4 日分の処方があった場合、包装袋帯には、「朝」、「昼」、「夕」が順に印字され、「朝」と印字された包装袋には 2 錠、「昼」と印字された包装袋には 1 錠、「夕」と印字された包装袋には 2 錠が包装されなければならない。ここで、包装袋帯の投入位置の前後のズレ込みが発生すると、「朝」と印字された包装袋には 1 錠、「昼」と印字された包装袋には 2 錠となり、印字された服用時期に適切な服用数の錠剤が入っていないことになる。

【0079】従来、このような不良が発生すると、「朝」と「昼」の 2 袋を包装袋帯から切り外すとともに、その 2 袋の処方を包装装置の端末から入力して包装し直す必要があった。しかし、本発明の実施形態では、前記不良を判別すると、「朝」と「昼」の 2 袋に対応する処方データが包装装置の割り込み待機情報として設定されるので、入力の手間が省ける。不良品の 2 袋分の錠剤は、前記割り込み待機情報にしたがって、当該患者の包装終了後に、自動的に再包装される。

【0080】次に、異物の混入、薬剤の割れおよび薬剤の過不足の不良があった場合には、不良品となる包装袋は 1 つであるから、その包装袋の処方データが包装装置の割り込み待機情報として設定される。ネジ、針金、ナット、小石等の金属を含む物体で X 線透過量がゼロのものや、判別基準データに適合しない小細物体は、全て異物の混入として判別する。また、図 62 (A) (B) に示すように、検出データが実測データの 90 パーセントと一致するが、10% 以内の欠損部が存在して整合しない場合、良品として処理して、それを超えてサイズが小さいデータと判断した場合は、錠剤の割れとして判別する。更に、図 62 (C) に示すように、記憶データが実測データに対して形状的に一致するにも関わらず、サイズが大きい又は小さい等の結果からデータの不一致となる場合には、予め記憶データにその薬剤の寸法公差を対応して記憶しておき、実測データが、記憶した寸法公差の範囲にあれば、処方に適した薬剤であると判別し、寸法公差を越えたものは、他の薬剤が混入したものとして処理する。

【0081】また、処方薬剤種と包装薬剤種の相違の不良があった場合には、前記同様の処理を行うが、同じ不良が連続して起こる場合には、錠剤カセットの装着ミスが原因であると考えられるので、包装を停止してエラー表示を行い、処方データをリセットすることが好ましい。

【0082】<錠剤判別基準データ>続いて、錠剤判別基準データについて説明する。錠剤判別を行う場合、基準となる比較データが必要である。この錠剤判別基準データは、次の 3 つの形態で記憶しておくことが好ましい。

1. 各錠剤の X 線実測値をノイズを除いて記憶する。
2. 各錠剤の X 線実測値を透過率で補正して記憶する。
3. 各錠剤のカラー情報を含む 3 次元データサイズとして記憶する。

この他に、各錠剤の体積、透過率、形状、サイズ等の方程式を記憶することができる。

【0083】図 47 は、薬剤データを 3 次元データに変換して記憶したものであり、図 10 の装置に対応するものと、図 37 に対応するものとが示されている。

【0084】図 10 の装置に対応するデータは、実際には図 29、図 30 の形式で記憶され、この記憶したデータを 3 次元画像に置き換えたもので表現している。このため、図 10 の装置に対応するデータは、純粋に X 線の透過量でしか表現されていないため、錠剤の断面構造の判別ができないが、錠剤毎に透過量が外観形状や内部構造などから相違するため、透過量データ（予め実測データとして記憶している）から判別できる。

【0085】また、図 37 の装置に対応するデータは、3 次元画像および外観カラーデータとして記憶されているため、断面構成などの判別および内層の層厚などの判別のキーとして使用することができる。これは、図 37 の構成が X 線管が回転し、あらゆる方向からのデータの取得ができるからであり、図 42 や図 43 の装置でも採用することができる。

【0086】<表示の着色>前記画像処理後のデータは、時としてモニタに表示され、錠剤の包装動作に対応して、包装完了した錠剤の状態を監視することで、包装処理に問題がないか、確認することができる。

【0087】このとき、X 線等でスキャンしたデータは、スライス画像データであり、このデータを直接監査することはできない。よって、監査を行う場合、調剤師が普段から判別する外観形状を立体的に再現し、その色彩も忠実に再現することが望ましい。

【0088】そこで、判別基準錠剤記憶データに予め記憶した錠剤の撮像データを、判別結果と一致する記憶データを前記判別基準錠剤記憶データから読み出し、カラー情報を、前記外観形状を立体的に再現したデータに付与し、外観錠剤の識別が判断できるようにする。

【0089】また、白色同形状の錠剤は、内層構造を比較すると判別できるため、錠剤断面積層構造を前記表示と一緒に表示することが好ましい。この場合、積層差を明確に表示するため、擬似カラーや、濃淡変換表等で着色して表示する。なお、カラー着色化は、光線の方向が決まっているので、この光線の方向からグラウンデーション化して立体的に表現してもよい。更に、合否判定を行

う場合には、形状データと色彩データを一緒に行う必要はなく、別々に判定しても良い。

【0090】＜識別コードの認識＞3次元画像に再生されるデータは、錠剤の種類により予め決められた薬剤識別コードをも認識することができる。例えば、図30や図41の錠剤は、識別コードが刻印されているため、文字部分がくぼみになって再現できる。

【0091】また、CCDカメラを備えた装置では、錠剤の片面が画像データで捕らえられることも可能であり、この場合、刻印以外のペイントによる識別情報が表面に向いている場合に限り、認識することができる。ここで重要なことは、薬は白色形の薬剤が多く、CCDカメラでの取得データはその色が微妙に相違することである。このため、CCDカメラで薬剤の外観イメージをデータとして取り込む場合、ホワイト調整を行うか、取得される白色薬剤のイメージデータを補正するかしなければ、CCDカメラで取得したデータを判別データとして即利用できない。また、このCCDカメラの取得データは、カメラ自身が持つハード的な誤差、ライトの明るさや方向にも左右される。これらの問題を解決する手段として、

1. ライトの明るさや方向等の条件を固定する。
2. 基準白色を1種以上準備し、該1種以上の基準白色を前記ライトの固定条件下で撮影し、その撮影データを基準白色データとして記憶する。
3. ステップ2で記憶した1種以上の基準白色データを以前に記憶した1種以上の基準白色データと比較し、ステップ2で記憶した基準白色データを補正したり、ライトの条件を変更するか、CCDカメラの動作条件を調整する。
4. 定期的に前記ステップ2、3を繰り返す。なお、前記ステップ1から4において基準白色の代わりに基準薬剤を用いてもよい。このような手段でCCDカメラから取得したデータの信頼度が向上する。

【0092】これらの手段で、薬剤の色彩データや識別コードの認識ができれば、この情報を元に薬剤の種別判別が可能であり、錠剤種類を判断する場合、最初にこの薬剤識別コードの認識を判別し、ここで判別できなかった錠剤を形状寸法、色彩、内層構成などから判断すれば、判断精度の向上と、判別速度の迅速化が可能である。

【0093】薬剤の識別コードの認識は、OCRで判別するのが好ましい。

【0094】3次元画像や、CCDカメラの撮像は、イメージデータに相当するため、一度フォント情報に変換することが望ましい。

【0095】この場合、問題になる点として、3次元画像の場合は、文字の表裏の判別、さらに文字の回転（文字の上下方向）を認識できないと、正確にフォント情報として読み取ることができない。

【0096】また、CCDカメラの撮像データの場合でも、文字の回転（文字の上下方向）を認識する必要がある。

【0097】3次元画像の場合は、文字として識別できるデータは、刻印されたものに限られ、この刻印で識別情報を付与される錠剤の8割以上に基準となる1つのラインを持っている。

【0098】このラインは外観形状のストレートの線であったり、割り線や製剤メーカの商標マークなどがあり、これらの基準ラインに沿って文字が刻印されている。

【0099】このため、基準ラインをまず識別し、この基準ラインに対して文字方向パターンを掛け合わせるとともに認識することが望ましい。

【0100】また、基準面を持たない文字情報の場合、例えば、カルニゲン錠剤の場合、円柱形状のこの錠剤の片面に「HLM」と直径方向ほぼ中央に刻印され、基準ラインは円外周以外にない。

【0101】このような錠剤の場合でも、文字の1辺を基準に文字回転方向を判別することが可能である。この手段によれば、CCDカメラの撮像データの場合でも採用することができる。また、これらの薬剤の識別情報は英数文字で構成され、部分的に商標マークと一緒に付与されているので、簡単なOCRソフトで認識でき、さらに、判別にそれほど時間も要しない。

【0102】ただし、文字のサイズや、使用フォントが幾分違うので、これに対応させるため、記憶データに対して、フォント情報を関連付けして記憶させても良い。

【0103】以下、3次元画像データの作成、フィルタ処理、画像復元の各処理の詳細について説明する。

【0104】＜3次元画像データの作成＞図34や図42に示すように、被検出体にX線を2方向から照射して2つのラインセンサで捕らえる場合、ラインセンサの出力データを被検出体のz方向の送り速度に関連させて被検出体の3次元画像データに置き換えることができる。

【0105】 I_0 のX線ビームが被検出体（錠剤）の内部を通過すると、錠剤の各層の組成や、成分、密度等により、X線の吸収率に相違が生じる。

【0106】この各層から構成される錠剤の組成を各ユニット毎に分解して考え、それぞれ、 u_1 , u_2 , u_3 , ..., u_n という減衰係数をもっているとすると、通過して出てくるX線量は、次式で表される。

【0107】

【数15】

$$I = I_0 \cdot \exp(-u_1 \Delta) \cdot \exp(-u_2 \Delta) \cdots \exp(-u_n \Delta) \\ = I_0 \cdot \exp\{-(u_1 + u_2 + \cdots + u_n) \Delta\}$$

ここで、 Δ は単位ユニットの長さである。この式を変形すると、次式が得られる。

【0108】

【数16】

$$u_1 \Delta + u_2 \Delta + \cdots + u_n \Delta = l_n \frac{I_0}{I}$$

ここで、左辺はX線検出器（ラインセンサ）の出力を対数変換することにより作られるものであり、これをX線検出濃度として取り扱う。

【0109】前記16式は、 $u_i \Delta$ を各ユニットの濃度と考え、その和が投影濃度となると考えてよく、この事から幾つかの投影方向のデータを用いれば、その内部の濃度を計算により求めることができる。

【0110】図48に示すように、4個の部分からなる組織のX線吸収係数をそれぞれ、 X_1 、 X_2 、 X_3 、 X_4 とし、それぞれ真の値を $X_1=1$ 、 $X_2=3$ 、 $X_3=2$ 、 $X_4=4$ とすると、AからFの6方向の投影データと未知数の関係は、以下の通りとなる。

【0111】

$$\begin{aligned} \text{投影 A: } & X_1 + X_2 = 4 \\ & B: X_3 + X_4 = 6 \\ & C: X_1 + X_3 = 3 \\ & D: X_2 + X_4 = 7 \\ & E: X_1 + X_4 = 5 \\ & F: X_2 + X_3 = 5 \end{aligned}$$

ここで、未知数は4個であるから、AからFの式のうち適当な4個の式を用いれば解くことができる。

【0112】しかし、この方法は実際に用いると、未知数の要素が多く、連立方程式も膨大な数になり、ノイズが乗ると正確に求めることができない。

【0113】前記問題点を考慮して、方程式の解を一度に求めるのではなく、繰返し法で求めることができる。

【0114】まず、全体の平均値を各要素の推定初期値として採用し、それらの推定値に基づく各投影方向の値が、データに一致するように順次変更を加えてゆく。図49(a)に示すように、AB両方向のデータを比較したときの修正項、-1、1を2つの行に等分して、それぞれの推定値に加える。その後、CD方向と比較し、同様の修正を加えると、図49(b)と図49(c)のようになり、再構成が完成する。

$$\begin{aligned} F(\rho, \beta) &= \iint f(x, y) \exp\{-j2\pi\rho(x \cos \beta + y \sin \beta)\} dx dy \\ &= \iiint f(x, y) \delta(x \cos \beta + y \sin \beta - R) \exp(-j2\pi\rho R) dx dy dR \\ &= \int g_\beta(R) \exp(-j2\pi\rho R) dR \end{aligned}$$

【0126】すなわち、 β 方向の直線（原点を通る）上のフーリエ変換は x 、 y 空間におけるその方向の直線の投影データを1次元フーリエ変換したものに等しい。このことから、投影データを1次元フーリエ変換し、そのフーリエ空間のデータを逆変換することにより、次式のように、実空間のデータを得ることができる。

【0127】

【数21】

【0115】他の解法として、フーリエ変換法がある。 $f(x, y)$ のフーリエ変換は、次式で与えられる。

【0116】

【数17】

$$F(\mu, \nu) = \iint f(x, y) \exp\{-j2\pi(\mu x + \nu y)\} dx dy$$

【0117】 $\mu=0$ のときは、次式で与えられる。

【0118】

【数18】

$$F(0, \nu) = \int \left(\int f(x, y) dx \right) \exp(-j2\pi\nu y) dy$$

【0119】ここで、 $g(y) = \int f(x, y) dx$ とすると、この $g(y)$ は $f(x, y)$ を y 軸方向に（投影）積分したものであり、式18はその1次元フーリエ変換である。

【0120】すなわち、 y 軸方向の投影データを1次元フーリエ変換したものが $F(0, \nu)$ となっている。このことから、 y 軸方向の投影データに対しても成立する。

【0121】図42に対応する装置の場合、図50に示すように、 θ 方向の投影データを考えた場合、次式で表せる。

【0122】

【数19】

$$G_\theta(R) = \iint f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dx dy$$

【0123】ここで、 $\delta(\cdot)$ はデルタ関数であり、直線： $x \cos \theta + y \sin \theta = R$ は中心（原点）からの距離が R である投影方向と同じ傾きの直線を示し、 $g_\theta(R)$ はその線上のデータを積分したものを示すことになる。

【0124】また、フーリエ変換の式17は、極座標 (ρ, β) に変換すると、次式で表される。

【0125】

【数20】

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \iint F(\mu, \nu) \exp\{j2\pi(\mu x + \nu y)\} d\mu d\nu \\ &= \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^\infty F(\rho, \theta) \exp\{j2\pi\rho(x \cos \theta + y \sin \theta - R)\} dR \end{aligned}$$

【0128】ここで、図42に示す装置において、 θ 方向の投影データの逆投影 $b_\theta(x, y)$ は、次式で表される。

【0129】

【数22】

$$b_{\theta}(x, y) = \int g_{\theta}(R) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dR$$

【0130】逆投影像は、これらの各 θ 方向のものを加え合わせて、次式で表される。

【0131】

【数23】

$$\begin{aligned} f_b(x, y) &= \int_0^{\pi} b_{\theta}(x, y) d\theta \\ &= \int_0^{\pi} d\theta \int_0^{\infty} g_{\theta}(R) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - R) dR \end{aligned}$$

$$f_b(x, y) = \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} F(\rho, \theta) \exp\{j2\pi\rho(x \cos \theta + y \sin \theta)\} d\rho$$

となる。

【0133】式25と式20を比較すれば、式20の被積分項内の ρ が前式には無いことがわかる。このことから、式20のデータを求めるためには、 $F(\rho, \theta)$ の代わりに、 $|\rho| F(\rho, \theta)$ を用いればよいことになる。

【0134】フーリエ空間での掛け算は実空間ではコンボリューションとなる。また、実空間はサンプリングされ、その間隔（ラインセンサのピッチ）を w とすると、サンプリング定理により、フーリエ空間では $R=1/2w$ で帯域制限されることになる。

【0135】したがって、フーリエ関数の逆変換を求めると（実数部分をとると）、次式が得られる。

【0136】

【数26】

$$\begin{aligned} g(r) &= \int_{-\infty}^{\infty} |\rho| \cos 2\pi R \rho d\rho \\ &= \frac{R}{\pi} \sin 2\pi R r - \frac{1}{2(\pi r)^2} (1 - \cos 2\pi R r) \end{aligned}$$

【0137】ここで、 $r = nw$ 、 $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ とすると、次式が得られる。

【数27】

$$g(kw) = \begin{cases} 1/4w^2 & k=0 \\ -1/(kw)^2 & k:\text{奇数} \\ 0 & k:\text{偶数}(\neq 0) \end{cases}$$

【0138】これは、図51に示すような関数となる。また、図52に示すように、図51を改良した関数を使用することもできる。

【0139】＜フィルタ処理＞錠剤検査データは、判別基準データと比較するために、ノイズや強調等のフィルタ処理を行う。

【0140】通常、前記X線検出手段で検出されるデータには、ノイズが含まれており、判別基準データと比較する場合、完全一致することは少ない。このため、取得データを3次元に置き換えた外径輪郭や、内部構成パターンなどと比較し、判別することになる。

【0141】外径輪郭は、糖衣錠などの場合、積層構成

【0132】また、 $g_{\theta}(R)$ は、 θ を固定して考えると、 R を変数とする関数であるが、これは、そのフーリエ関数である $F(\rho, \theta)$ を逆変換したもの、すなわち、

【数24】

$$\int_{-\infty}^{\infty} F(\rho, \theta) \exp(j2\pi\rho R) d\rho$$

で与えられるので、

【数25】

になっており、中央部の80%が薬剤質で、その外側に糖の殻を被せて保護しているものや、腸内に薬剤が届くように保護剤を糖衣質の下に設けたものなどがある。

【0142】また、カプセルなどは、内部が顆粒などの粉末状に形成されたものが多く、粉末形状等が及ぼすX線の透過率に相違がはっきり表れる反面、判別基準データと比較する場合、相違レベルが大きくなる。

【0143】外径輪郭形状が特徴的な薬剤は、判別が外径輪郭形状だけで判別できるほど容易である。

【0144】前記装置により検出した検出データは、外径輪郭を特定する場合に次の問題が発生する。

【0145】図33は、錠剤にX線を照射したときの様子を示す。X線管のターゲットから放射する光線ラインは、ターゲットの角度により、上下2点からの光線が交差する。この2つの光線ラインは、被検出体の輪郭部で、2つの光線ラインの一方のみが被検出体の輪郭により遮断されるが、もう一方の光線ラインは輪郭に当たらずに直接X線検出器で検出される。このため、被検出体に対し2つの光線ラインが遮断される本影と2つの光線ラインの一方が遮断される半影部分が生じる。そして、この半影部分が被検出体の外径輪郭のボケとして検出される。

【0146】このボケの部分は、X線管と検出器の間にある被検出体の位置で、半影面積が変動し、被検出体がX線管に近付くほど半影の面積が広くなり、分解倍率が上がって、被検出体の外径寸法の検出精度が向上する。

【0147】しかし、被検出体をラインセンサ側に接近させて検出すると、半影の面積が減少して、シャープな画像データを再現できる反面、分解倍率が1倍に近くなり、被検出体の微妙な大きさを特定しにくくなる。この欠点を補うには、ラインセンサの分解精度を上げる（ピッチを狭くする）必要が生じる。

【0148】特に、医療用のX線CTスキャナと本発明の違いは、被検出物の大きさが本発明の方が格段に小さく、かつ、比較対照とする判別精度を高く設定する必要がある。この背景に、錠剤特に糖衣錠、カプセルは、外観的薬剤種としての格差が判別しにくい（同じような大きさの形状、色の外観形状をしている。）このため、コマ単位で外観形状の測定や、内部構造、積層構造など

の厚みから判別できるものでなくてはならない。

【0149】このため、本発明に求められる内容は、分解率が高く、かつ、シャープな外観データと記憶データ（記憶された被検出体の判別データ）を比較判定できるレベルが必要である。

【0150】前記条件を満足するには、被検出体をX線管に接近させ、半影部分はデータ処理することで、シャープな画像データを得る。

【0151】半影部分は、被検出体の厚みや、透過率で変動し、本影から離反方向に減衰量が小さくなる。なお、この減衰量は被検出体の厚みや透過率、形状で変化し、単純に1/2特性は持たず、比例反比例に定義付けできない。

【0152】画像データの補正や復元は、画像の生成や入力過程で発生するひずみやボケ等の修復、ノイズの除去により精度の高い画像の復元をしようとするものである。一方、画像の強調は、画像が持つ情報特性（観察者が取得を希望している情報量）をより引き出すために行う処理である。

【0153】例えば、前記半影部分に濃度変換の補正をかけることができる。この半影部分は、X線の透過量が約半分になり、このまま画像表示すると被検出体のエッジ部分がボケるため、この部分の濃度を濃く補正するか、薄めるかの処理を行い、輪郭部分が鮮明になるようにする。

【0154】濃く補正する場合、本影と半影の境界を判別する必要がある、その境界部分は、検出レベルの濃度差で行う。

【0155】半影部分を薄く処理する方法の場合も、半影部分と本影部分の境界を判別することは難しいが、透過部分と半影部分の境界から一定距離を半影部分と定義付けすることで、半影部分と本影部分の境界を判別することができる。なお、錠剤の形状が円筒形の場合、半影エリアが拡大し、断面がラグビーボール形状の錠剤は半影エリアが縮小する。

【0156】これらの濃度変換処理は、変換表を使用する方法が一般的である。

【0157】図53は、簡略的に表現したデータテーブルを示し、このようなデータテーブルを使用して、半影部分の範囲における濃度調整で補正処理している。

【0158】画像データの値が図のように分散した画像データに変換表の数値を各画像データ値に換算し、並べ直したのが表示画像データの数値であり、画像データの値が1>Xの場合、変換表の値を480とし、画像データの値1は半影部分の数値に相当する。このような方法で、実測画像数値を処理することで、撮像画像は鮮明に、かつ、実際の画像データより鮮明に表示することができる。

【0159】換算表のかけ方は、設定した強度関数により行い、図54（a）から図55（g）に示す種類を必

要に応じて用いることができる。図54（a）の線形関数表で処理すると、明暗がより強調された処理になる。X線の透過差の無いデータは、一度この関数で明暗差を補正処理する。図54（b）の反転関数を使用すると、明暗部が逆転する。つまり、白い部分が黒に置き換えられ、黒が白として処理される。図54（c）の区分線形関数表を使用すると、前記説明の通り、半影部を実像として除外し、錠剤の輪郭部分を強調することができる。予め、予測可能な画像のボケやノイズを除去するのに効果がある。図54（d）の擬似等高線関数や図55

（g）の等高線表示を用いると、画像の濃度差を段階的に連続積層することができる。その他、図55（e）のしきい値処理は、輪郭部を強調する場合、図55（f）のバンド処理は、画像カラーの一定の明るさ部分だけを強調することで、立体物の深度を表現したり、輪郭を強調する場合に使用される。

【0160】図56は、これらの関数表に対応した入力関係を示したもので、rレベルのX線測定データが関数表の曲線に対応した出力Trに換算されたことを示す。この関数表を使用すると、明暗のそれぞれ強い部分の出力を押さえ中間コントラストを処理しないように出力している。

【0161】また、X線検出装置、ラインセンサで検出した出力は、それぞれの測定端子で検出されるレベルが一定ではなく、ラインセンサの両端ほど検出レベルが下がる。このため、前記関数表を使用して検出レベル差を補正することも可能である。

【0162】さらに、ラインセンサで検出した出力には、ノイズが含まれる。このノイズは、X線の乱反射や屈折などにより部分的に強調されて検出したり、されなかったりが原因で、近隣センサの検出レベルと大きく相違した検出結果となり、このまま画像データ化すると、実際の形状と相違した結果となる。

【0163】そこで、ノイズを処理することで、実際の形状と検出データを相関させる必要がある。ノイズ処理の手段として、次の方法がある。

【0164】第一の方法は、単純平滑化である。出力スパンが細かい条件でノイズが乗ると、曲線形状が荒く、出力スパンが荒いと、多少のノイズが乗っても曲線形状が平滑して見える。ノイズと信号成分を比較したとき、一般に後者は成分を減衰する効果がある。線形フィルタはコンボリューション演算の形で与えられるので、次式で示される。

【0165】

【数28】

$$g(i) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} f(k)h(i-k)$$

【0166】一般に、平滑フィルタは、h（x）の値を、中央（x=0）の部分で大きく、中央部から離れるに従い小さく設定するので、通常ある範囲（±W）を越

えると0とすることが多い。この場合、次式になる。

【0167】

【数29】

$$g(i) = \sum_{k=-w}^{i+w} f(k)h(i-k)$$

$$[h] = \begin{pmatrix} 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 & 1/9 \end{pmatrix}$$

【0170】重み付き平均とする場合は、次のようになる。

$$[h] = \begin{pmatrix} 1/8 & 1/16 & 1/8 & 1/16 & 1/8 \\ 1/16 & 1/8 & 1/16 & 1/8 & 1/16 \\ 1/8 & 1/16 & 1/8 & 1/16 & 1/8 \\ 1/16 & 1/8 & 1/16 & 1/8 & 1/16 \\ 1/8 & 1/16 & 1/8 & 1/16 & 1/8 \end{pmatrix}$$

【0172】これらフィルタの他に、モードフィルタがある。モードフィルタは、フィルタ区間の濃度ヒストグラムを取り、そのモード値（フィルタのサイズ内の最頻値）を出力する。

【0173】また、フィルタ区間内の画素の濃度値を順番に並べ、その中間値を出力するメディアンフィルタがある。メディアンフィルタはドット形式のノイズの除去に極めて有効である。また、メディアンフィルタは中間値以外を使用してもよく、最大値や最小値をとってもよい。

【0174】ノイズ成分が多い画像の場合、前記フィルタだけで、処理することが難しい。そこで、分散フィルタを使用することでエッジ部分をぼかすことなくノイズを除去することができる。

【0175】このようなフィルタ処理の原理は、エッジ部分を両側にまたがって平均化をせずに平滑化することで可能となり、それにはエッジ部分を検出する必要がある。このエッジ部分の検出手段として、局所領域での画像濃度の標本分散値は、エッジ存在を検出するための手段として有効である。

【0176】いま、図57において、画像中に相違なる

$$\sigma^2 = \int (x - \mu)^2 f(x) dx = P_1 \sigma_1^2 + P_2 \sigma_2^2 + P_1 P_2 (\mu_1 - \mu_2)^2$$

【0182】 $\mu_1 \neq \mu_2$ のとき、 $P_1 + P_2 = 1$ を用いて、式34を変形すると次式を得る。

【0183】

【数35】

【0168】単純に画素を平均する場合、 $h(i, j)$ の形は、 5×5 のマトリックスで示すと次式のようになる。

【0169】

【数30】

$$[h] = \begin{pmatrix} 1/5 & 0 & 1/5 & 0 & 1/5 \\ 0 & 1/5 & 0 & 1/5 & 0 \\ 1/5 & 0 & 1/5 & 0 & 1/5 \\ 0 & 1/5 & 0 & 1/5 & 0 \\ 1/5 & 0 & 1/5 & 0 & 1/5 \end{pmatrix}$$

【0171】

【数31】

$$[h] = \begin{pmatrix} 0 & 1/6 & 0 & 1/6 & 0 \\ 1/6 & 1/3 & 1/6 & 1/3 & 1/6 \\ 0 & 1/6 & 0 & 1/6 & 0 \\ 1/6 & 1/3 & 1/6 & 1/3 & 1/6 \\ 0 & 1/6 & 0 & 1/6 & 0 \end{pmatrix}$$

濃度分布に従う隣り合った2領域、領域1と領域2を考える。領域1の濃度分布は、平均 μ_1 、分散 σ_1^2 の確率密度関数 $f_1(x)$ に、領域2の濃度分布は平均 μ_2 、分散 σ_2^2 の確率密度関数 $f_2(x)$ に従うものとする。

【0177】この画像中に局所小領域をとって、図57に示すように、小領域が領域1、2を含む割合をそれぞれ P_1 、 P_2 （ただし、 $0 \leq P_1, P_2 \leq 1$ 、 $P_1 + P_2 = 1$ ）とすると、小領域の濃度分布は、次式に従う。

【0178】

【数32】

$$f(x) = P_1 f_1(x) + P_2 f_2(x)$$

【0179】 $f(x)$ の平均 μ と分散 σ^2 は、それぞれ次式で表される。

【0180】

【数33】

$$\mu = \int x f(x) dx = P_1 \mu_1 + P_2 \mu_2$$

【0181】

【数34】

$$\begin{aligned} \sigma^2 = & -(\mu_1 - \mu_2)^2 \left[P_1 - \frac{1}{2} \left\{ 1 + \frac{\sigma_1^2 - \sigma_2^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2} \right\} \right] \\ & + \frac{1}{4} (\mu_1 - \mu_2)^2 \left\{ 1 + \frac{\sigma_1^2 - \sigma_2^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2} \right\}^2 + \sigma_2^2 \end{aligned}$$

【0184】したがって、 P_1 が0から1まで変化するのに従い、すなわちエッジと小領域との相対的位置関係の変化に従って、 σ^2 は図57の(b)に示すように変

化する。

【0185】もし、

【数36】

$$0 < \frac{1}{2} \left\{ 1 + \frac{\sigma_1^2 - \sigma_2^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2} \right\} < 1$$

【0186】すなわち、

【数37】

$$(\mu_1 - \mu_2)^2 > |\sigma_1^2 - \sigma_2^2|$$

【0187】の条件が満たされるならば、 σ^2 の極大点は、 $0 < P_1 < 1$ の区間に存在する。このことから、小領域がエッジの上に乗っているときに、分散値が大きくなり、エッジの存在を検出できる。

【0188】前記エッジ部分をばかさずに、図57に示すように、平滑化フィルタとして、画像中に各注目点 (i, j) の周りに大きさ $k \times k$ の近傍小領域 ABCD (以下の式では、 R_1 から R_4 とする。) をとり、各領域内での濃度の平均値 μ_i と標本分散値 σ_i^2 に応じて出力値を決める次の形式のフィルタを考える。

【0189】入力画像を $[\sigma **]$ 、出力画像を $[\sigma *]$ と表すとき、

【数38】

$$b ** = \sum_{j=1}^4 \mu_j W_j$$

【0190】ここに、各近傍領域での平均値と分散は、次式で表される。

【数39】

$$\mu_j = \frac{1}{k^2} \sum_{(r,j) \in R_j} a_{r,j}$$

【数40】

$$\sigma_j = \frac{1}{k^2} \sum_{(r,j) \in R_j} (a_{r,j} - \mu_j)^2$$

【0191】また、 W_j は R_j における分散 σ_j^2 の値によって決まる重みで、総和は1である。

【0192】 W_j の選定法により幾つかのフィルタを考えることができるが、簡単な方法として、分散最小の領域の平均値をフィルタ出力として、分散最小の領域の平均値をフィルタからの出力とするものである。すなわち、 $W_k = 1$; $s_k/2 \leq s_m/2$ 、全ての $m \in (1, 2, 3, 4)$ 、0; 前記以外の k と選択するものである。

【0193】これは、4つの小領域のうち、少なくとも1つは画像領域のエッジを含んでいないとして良いので、分散最小の基準によりこの領域を選び出し、その領域の平均値を注目点におけるフィルタ出力とするものである。エッジの両側で選択小領域の切換が明確に行われるので、極めて鋭いエッジ出力を得ることができるが、反面、わずかの分散の変動でも領域の切換が起こり、エッジ近傍でスパイク状のノイズを発生しやすい。そのため、メディアンフィルタとの組み合わせが望ましい。

【0194】撮像体の輪郭やエッジ部分は、高域成分を強調することで鮮明にすることができる。そのために使用するのが微分オペレータで、画像の濃度値の局所変化を示すものであり、次式で求められる。

【0195】

【数41】

$$\frac{\partial^n}{\partial x^k \partial y^{n-k}}$$

【0196】このオペレータは、線形で位置には存在しない局所微分オペレータである。

【0197】通常使われるのは、 n が1または2のみであり、 $n=1$ の時は、 $(\partial/\partial x)$ 、 $(\partial/\partial y)$ の2種類で、この2つを合成した微分値 Δ とその方向の θ は、次式で表される。

【0198】

【数42】

$$\Delta = \left\{ \left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right\}^{1/2}$$

【数43】

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{\partial f / \partial y}{\partial f / \partial x} \right)$$

【0199】デジタル画像の場合は、これらの微分計算は差分で行われ、 x 、 y の1次微分は、それぞれ次式で表せる。

【0200】

【数44】

$$\Delta x(i, j) = f(i, j) - f(i-1, j)$$

【数45】

$$\Delta y(i, j) = f(i, j) - f(i, j-1)$$

【0201】また、 Δ は、次式で表される。

【数46】

$$\Delta = \left\{ (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 \right\}^{1/2}, \theta = \tan^{-1} (\Delta y / \Delta x)$$

【0202】2次微分としては、 x 方向、 y 方向それぞれ、次式で定義される。

【0203】

【数47】

$$\begin{aligned} \Delta^2 x(i, j) &= \Delta x(i+1, j) - \Delta x(i, j) \\ &= f(i+1, j) + f(i-1, j) - 2f(i, j) \end{aligned}$$

【数48】

$$\Delta^2 y(i, j) = f(i, j+1) + f(i, j-1) - 2f(i, j)$$

【0204】そのほか、下記の定義を用いることもできる。

【数49】

$$\Delta x(i, j) = f(i+1, j) - f(i-1, j)$$

【数50】

$$\Delta y(i, j) = f(i, j+1) - f(i, j-1)$$

【数51】

$$\Delta^2 x(i, j) = \Delta x(i, j) - \Delta x(i-1, j)$$

【0205】さらに、1次微分値 Δ として、

【数52】

$$|\Delta x| + |\Delta y|$$

【数53】

$$\max(|\Delta x|, |\Delta y|)$$

$$\begin{aligned} \nabla^2(i, j) &= \Delta^2 x(i, j) + \Delta^2 y(i, j) \\ &= f(i+1, j) + f(i-1, j) + f(i, j+1) + f(i, j-1) - 4 \cdot f(i, j) \end{aligned}$$

と定義される。

【0207】この式を変形すると、

【数57】

$$\begin{aligned} \nabla^2(i, j) &= -5 \left[f(i, j) - \frac{1}{5} \{ f(i+1, j) + f(i-1, j) + f(i, j+1) + f(i, j-1) \} \right] \\ &= 5 \{ f(i, j) \text{の近傍平均値} \} - f(i, j) \end{aligned}$$

となり、近傍領域の平均値とその画素値との差を表していることがわかる。

【0208】これらの微分演算は、濃度変化分を検出するものであるため、高周波ノイズも強調されるので、平滑化フィルタと併用して高周波ノイズの減少を計り、信号成分の濃度値変化を検出するために、 3×3 近傍画素を用いた、以下に示す演算が用いられる。

【0209】

【数58】

$$\begin{pmatrix} A & B & C \\ D & E & F \\ G & H & I \end{pmatrix}$$

【0210】

【数59】

1.

$$\Delta = \{ (A+B+C-G-H-I)^2 + (A+D+G-C-F-I)^2 \}^{\frac{1}{2}}$$

【数60】

2.

$$\Delta = |A+B+C-G-H-I| + |A+D+G-C-F-I|$$

【数61】

3.

$$\Delta = E - \min\{A, B, C, D, E, F, G, H, I\} : \text{最急勾配}$$

【数62】

4.

$$\Delta = |B-H| + |D-F| + |A-I| + |C-G|$$

【0211】以下の5、6は、 x 、 y の2方向の微分画

【数54】

$$(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2$$

等を式46の代わりに用いることができる。

【0206】ラプラシアンは、

【数55】

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}$$

と定義されるが、デジタル画像でのラプラシアンは、

【数56】

像を得るものである。

【数63】

5.

$$\Delta x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \Delta y = \begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

【数64】

6.

$$\Delta x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \Delta y = \begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

【0212】前記5および6のフィルタ処理を行うと、画素値としては、マイナスの値が発生することも多く、表示にあたっては、絶対値を取ったり、適当なバイアス値を加算することが好ましい。

【0213】また、 x 、 y の両方向の微分値の絶対値を加算した画像を微分画像として用いることもできる。

【0214】2次微分に対応するラプラシアンの例は、

【数65】

$$\nabla_x = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad \nabla_y = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

等が用いられる。これに対しても、処理画像を表示する場合には、適当なバイアス加算や絶対値処理を行うことができる。

【0215】前記ラプラシアンは、広域成分を強調しているため、原画像からラプラシアン画像を減算することにより、画像をシャープなものに変更することが可能であるととともに、ボケの回復効果もある。

【0216】これを実現するフィルタは、

【数66】

$$V_{4g} = \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{pmatrix} \quad V_{8g} = \begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}$$

等が用いられる。

【0217】これらのフィルタの他に、低域または高域フィルタが存在する。なお、ここで言う低域、高域の意味は、例えば白黒原画像の白が強い部分を低域とし、黒が強い部分を高域とする。

【0218】低域フィルタは、高域成分 $H(\mu, \nu)$ 黒成分を減少させるように設定するもので、以下のような短形フィルタやバターワースフィルタがある。

【0219】短形フィルタは通過域と非通過域を1つの周波数を境にして分けるもので、 R_0 を遮断周波数とするとき、

【数67】

$$H(\mu, \nu) = \begin{cases} 1; R(\mu, \nu) \leq R_0 \\ 0; R(\mu, \nu) > R_0 \end{cases}$$

とすることで、図58(a)のような、フィルタ関数の形状となる。

【0220】バターワースフィルタは、短形フィルタのように急激なカット性は無く、徐々に通過域を減少させるものであり、次式でフィルタ特性が示される。

【数68】

$$H(\mu, \nu) = \left[1 + \left\{ \frac{R(\mu, \nu)}{R_0} \right\}^{2n} \right]^{-1}$$

【0221】 $n=1$ の時のフィルタ関数の形を図58(b)に示す。

【0222】次に、高域フィルタを説明する。低域を減少させるように、 $H(\mu, \nu)$ を設定するもので、前記説明と同様に、短形フィルタとバターワースフィルタが存在する。

【0223】短形フィルタは、次式で表される。

【数69】

$$H(\mu, \nu) = \begin{cases} 0; R(\mu, \nu) \leq R_0 \\ 1; R(\mu, \nu) > R_0 \end{cases}$$

【0224】バターワースフィルタは、次式で表され

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(\alpha, \beta) b(x - \alpha, y - \beta) d\alpha d\beta + n(x, y)$$

【0232】復元問題とは、モニタ画像 g から原画像 f を推定することであるから、前記式63をフーリエ変換すれば、

【数74】

$$G(\mu, \nu) = B(\mu, \nu) F(\mu, \nu) + N(\mu, \nu)$$

となり、 $F(\mu, \nu)$ を $G(\mu, \nu)$ から推測するため、次式 $M(\mu, \nu)$ を決定することが必要となる。

る。

【数70】

$$H(\mu, \nu) = \left[1 + \left\{ \frac{R_0}{R(\mu, \nu)} \right\}^{2n} \right]^{-1}$$

【0225】これらのフィルタ関数を図59の(a)、(b)に示す。なお、バターワースフィルタを示す(b)は、 $n=1$ の場合である。

【0226】これらの高域、低域フィルタは、X線管から発射された一定の線量をセンサが検出した時、被検体の厚みや形状、吸収率により、撮像画面が暗かったり、明るすぎる等の要因が原因で、薬剤種の判別が難しくなる。しかし、このようなフィルタを一定量のコントラスト範囲から外れて撮影されたものでも、薬剤判別可能な状態に補正することができる。

【0227】＜画像復元＞前記フィルタにより補正されたX線撮像データは、最終的にモニタやプリンタのデータとして出力されるので、ぼやけた画像は錠剤の種別を判断するうえで好ましくない。

【0228】画像をモニタするための経路は、図60に示すような経路をたどるが、モニタにおいてボケが発生したり、ノイズが重畳されるのが普通であるため、前記説明したフィルタ等を使用し、モニタ可能なレベルにしなければならない。

【0229】加法的なノイズの場合、原画像を $f(x, y)$ 、ノイズを $n(x, y)$ 、観測・伝送演算装置を B とすると、モニタ画像は形式的に次式で求められる。

【数71】

$$g(x, y) = B \cdot f(x, y) + n(x, y)$$

【0230】 B が線形の場合は、

【数72】

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(\alpha, \beta) b(x, \alpha, y, \beta) d\alpha d\beta + n(x, y)$$

と表すことができる。

【0231】ここに、 $b(x, \alpha, y, \beta)$ は、点広がりの関数で、点 (α, β) でのインパルスの応答である。さらに、この関数の位置 (α, β) には無関係のとき、次式で表せる。

【数73】

【数75】

$$\hat{F}(\mu, \nu) = M(\mu, \nu) \cdot G(\mu, \nu)$$

【0233】もし、物体が移動中であった場合のモニタ画像データは、変位の x, y 方向成分をそれぞれ、 $\alpha(t)$ 、 $\beta(t)$ とし、 T を露出時間とすると、ノイズが無いとき、

【数76】

$$g(x, y) = \int_{-T/2}^{T/2} f\{x - \alpha(t), y - \beta(t)\} dt$$

となる。

【0234】これをフーリエ変換すれば、

【数77】

$$G(\mu, \nu) = F(\mu, \nu) \int_{-T/2}^{T/2} \exp[-j2\pi\{\mu\alpha(t) + \nu\beta(t)\}] dt$$

となり、画像変換関数Bは、次式で求められる。

【数78】

$$B(\mu, \nu) = \int_{-T/2}^{T/2} \exp[-j2\pi\{\mu\alpha(t) + \nu\beta(t)\}] dt$$

【0235】x方向に一定速度aで移動する場合、すなわち、 $\alpha(t) = at$ 、 $\beta(t) = 0$ のとき、

【数79】

$$B(\mu, \nu) = \frac{1}{\pi a \mu} \sin \pi a \mu$$

となる。

【0236】また、 $B(\mu, \nu)$ が分かっており、ノイズも存在しない場合には、 $F(\mu, \nu)$ の推定値は、

【数80】

$$\hat{F}(\mu, \nu) = \frac{G(\mu, \nu)}{B(\mu, \nu)}$$

とすればよい。

【0237】しかし、 $B(\mu, \nu)$ の値が0または0に近い時は、その値での除算演算を行うと不適当な場合が多く、特にノイズが存在しているときには問題となる。すなわち、

【数81】

$$\hat{F}(\mu, \nu) = F(\mu, \nu) + \frac{N(\mu, \nu)}{B(\mu, \nu)}$$

となり、一般に、 $B(\mu, \nu)$ は $N(\mu, \nu)$ に比べて、 (μ, ν) が原点を離れると減衰が大きく、(高い周波数成分の領域では)0に近くなるのに対し、ノイズは周波数にあまり依存しないので $B(\mu, \nu)$ が0に近くなると、相対的に $N(\mu, \nu)/B(\mu, \nu)$ の値が大きくなり、結果が望ましくない。このため、高周波域では $B(\mu, \nu)$ で除算を行わずに、そのままの値を用いる($B(\mu, \nu) = 1$ とする)ことによって、前記結果が不都合にならないようにする。

【0238】すなわち、逆フィルタ関数として、ある半径 R_0 の周波数域までは逆数として、ある半径 R_0 の周波数域までは逆数を用い、それ以上の周波数に対しては1とするフィルタ関数が好ましい。

【数82】

$$M(\mu, \nu) = \begin{cases} 1/B(\mu, \nu) & \mu^2 + \nu^2 \leq R_0^2 \\ 1 & \mu^2 + \nu^2 > R_0^2 \end{cases}$$

【0239】さらに、ノイズがある場合に、線形の復元関数を用いるものとし、最適な推定復元の尺度としては、平均2乗誤差を最小にするものを用いることにすれば、最適フィルタ関数は下記の計算式となる。

【数83】

$$M(\mu, \nu) = \frac{1}{B(\mu, \nu)} \frac{|B(\mu, \nu)|^2}{|B(\mu, \nu)|^2 + S_{nn}(\mu, \nu)/S_{ff}(\mu, \nu)}$$

ここで、 $S_{nn}(\mu, \nu)$ は、ノイズのフーリエスペクトルであり、 $S_{ff}(\mu, \nu)$ は信号のフーリエスペクトルである。

【0240】ノイズが無い場合、すなわち、 $S_{nn} = 0$ のとき、

【数84】

$$M(\mu, \nu) = \frac{1}{B(\mu, \nu)}$$

となって、逆フィルタと一致する。

【0241】このことは、ノイズが存在する場合は、平均2乗の意味で最適な復元を行うために $1/B(\mu, \nu)$ に修正を加えている。

【0242】また、記録観測システムの不均一性の補正や、(ラインセンサの中央部と両サイド)幾何学的な歪みの修正などもそれらの情報計測が可能なら、修復復元も困難ではない。

【0243】測定システムの位置による不均一があり、それを $i(x, y)$ とすると、本来なら、 $f(x, y)$ が観測されるべきところ、不均一のため、

【数85】

$$g(x, y) = i(x, y) \cdot f(x, y)$$

になる画像データが取得される。

【0244】この不均一性を補正するためには、例えば白色の一定濃度値の画像 $f(x, y) = c$ (一定)を取り込み、 $g_c(x, y)$ が得られたとすると、入力画像 $g(x, y)$ に対して、

【数86】

$$f(x, y) = \frac{cg(x, y)}{g_c(x, y)}$$

として補正すればよい。

【0245】幾何学的な線形歪みは、計測画素点と歪みの無い正しい位置との対応関係を付けることができれば良いから、点 $(x, y) = (r_j, s_j)$ が本来の座標点 $(x^-, y^-) = (\mu_j, \nu_j)$ であるとすれば、これらの点を、

【数87】

$$\begin{aligned} x' &= ax + by + c \\ y' &= dx + ey + f \end{aligned}$$

に代入し、各係数を求めれば、歪みの補正が可能である。

【0246】ただし、デジタル画像に対しては、点が格

子上のデジタル位置にしか存在しないので、対応点が格子点上に無いことも多く、この場合、格子点の濃度値から補正したり、近似値を用いるなどの調整が必要になる。これら、典型的な歪みとして、図61に示すようなものがある。

【0247】＜透過線として赤外線を用いた実施形態＞以上の実施形態では、透過線としてX線を使用した、赤外線を使用することができる。赤外線の透過特性は、X線と比べて非常に弱く、被透過物質の材質に影響する。例えば、紙の場合、赤外線の透過限度は厚さ20mm程度である。錠剤包装装置により錠剤が包装された包装帯は、赤外線を透過することが可能である。包装された錠剤を透過して減衰した赤外線の光量を測定することで、包装された錠剤の数、形状等を判別することができる。

【0248】赤外線発生装置としては、近赤外線照射ストロボ、ハロゲンランプからの光を赤外線成分のみを透過させるフィルタを介して照射する赤外線ランプ、多数のLEDの集合体からなる近赤外線発行LEDアレイ等を使用することができる。

【0249】図63は、赤外線ランプからなる赤外線発生装置101を示す。図63において、102はハロゲンランプである。ハロゲンランプ102は光を一方向に反射するための反射板103を備えている。ハロゲンランプ102の照射方向には、近赤外線透過フィルタ104とスリット板105とを備えている。近赤外線フィルタ104としては、Si、GaAs、InP、GaP、ZnSe、ZnS等の赤外域で透明な物質を使用し構成することができる。スリット板105は、アルミ板にスリットを形成したものである。赤外線発生装置101には、ハロゲンランプ102で発生した熱を逃がして内部の温度が異常に上昇しないように冷却するためのファン106が設けられている。ハロゲンランプ102の後方には、断熱反射板107を介して、フォトダイオード108と制御装置109とが設けられ、ハロゲンランプ102の光量を一定に保持している。

【0250】図64および図65は、前記赤外線発生装置101から照射されて錠剤を透過した赤外線を検出する赤外線検出装置111を示す。この赤外線検出装置111は、所定の配列形状に配列された多数のセンサー素子112を備えている。センサー素子112は、P型シリコン半導体基板113と、該基板113上に形成されたショットキー接合の光電変換層114とを有している。光電変換層114としては、白金、パラジウム、イリジウム等の金属、または該金属と金属珪化合物を形成したものが使用される。光電変換層114の周辺には、該光電変換層114の周辺部での電界集中を緩和して、暗電流を防止するためのn型領域によるガードリング115が設けられている。116は、光電変換層114から垂直シフトレジスタ117へ信号電荷を転送

するトランスファーゲートのn+型領域である。ゲート電極118とn型埋め込みチャンネル119は、CSDの垂直シフトレジスタ117を構成する。120はシリコン酸化膜からなる素子間分離および絶縁のためのフィールド絶縁膜である。121、122は層間絶縁膜であり、これらの層間絶縁膜は酸化膜等の絶縁体で形成されている。光電変換層114の背後には、アルミ反射膜123が設けられ、光電変換層114で吸収されずに透過した赤外光を反射させることで受光感度を向上させている。

【0251】水平ライン上の各センサー素子112のゲート電極118は、トランスファーゲートスキナ124に接続されるとともに、CSDスキナ125に接続されている。これにより、前記ゲート電極118は、トランスファーゲート116の電極とCSDの転送電極を兼用している。垂直ライン上の各センサー素子112のゲート電極118は、さらに、垂直シフトレジスタ117に接続されている。各垂直シフトレジスタ117は、水平シフトレジスタ126に接続され、該水平シフトレジスタ126は出力部127に接続されている。

【0252】前記構成からなる赤外線検出装置に動作について説明すると、P型シリコン半導体基板113のQ面側から入射した光は、ショットキー接合の光電変換層114に到達して光電変換される。発生した光信号電荷はショットキー接合部に蓄積される。走査線128のうち1本がトランスファーゲートスキナ124により選択され、この走査線128に接続された一水平ラインのゲート電極118にトランスファーゲートスキナ124から読出しパルスが印加される。これにより、ショットキー接合部に蓄積された光信号電荷がn型埋め込みチャンネル119に転送される。同時に、光電変換層114はリセットされて、次に読出しパルスが印加されるまでの間、新たに発生する光信号電荷を蓄積する。CSDスキナ125により走査線128からゲート電極118に垂直転送パルスが印加されると、当該光信号電荷が垂直方向に転送されて水平シフトレジスタ126に入力される。水平シフトレジスタ126では、光信号電荷が水平方向に転送され、出力部127から一水平ラインの映像信号として外部に読み出される。続いて、トランスファーゲートスキナ124によって選択される水平ラインを一段づつずらして読出しパルスを印加し、同様の動作を繰り返すことで所望の映像出力を得ることができる。

【0253】このように、ゲート電極118が、信号電荷を読み出すトランスファーゲート116の電極と、信号電荷を転送するCSDの転送ゲートとを兼用する場合、当該ゲート電極118に垂直転送パルスが印加されているときにトランスファーゲート116が開かないようにするために、トランスファーゲート116に閾値電圧を、少なくとも垂直転送パルスのハイレベルの電圧以

上になるように設定されている。

【0254】また、ショットキー接合からなる光電変換層114は、ショットキー障壁における障壁の高さ以上のエネルギーを有する光成分の検出が可能である。例えば、白金シリサイド (p t S i) と p 型シリコンとのショットキー接合の場合であれば、約5.6 μ mの以下の波長の光成分を検出できる。

【0255】光電変換層114の変換効率や入射光に対して出力が飽和しないようにするため、光電変換層114とp型シリコン半導体基板113とのショットキー接合部に、n型不純物導入領域129を設けることが好ましい。これにより、赤外線放射量が大きい対象物を検出する場合でも、単に信号読出しパルスの電圧を小さくするだけで、光感度が低下され、その出力飽和を阻止できて撮影を可能にするため、結果的に入射光量に対応して出力が飽和しないように、赤外線検出器の光感度を極めて容易に調整できる。n型不純物としては、リン (P)、砒素 (A s) 等を使用する。

【0256】図66は、光電変換層114とp型シリコン半導体基板113とのショットキー接合部にn型不純物導入領域129を設けたものと設けないものにおけるリセット電圧と出力信号の関係を比較したものである。同図において、曲線aはn型不純物導入領域129を設けていないもの、曲線bはn型不純物導入領域129を設けたものを示す。

【0257】包装した錠剤を透過した赤外線量を捕らえる場合、光電変換層114で変換される感度が高いほうが、撮像した画像の深みや、鮮明度について有利となる。

【0258】また、赤外光は通過力が弱いので、包装した錠剤が複数重なると、撮像画像がボケたり、錠剤の識別に支障が生じるため、包装された包装錠剤の重なりをばらした後に撮影することが好ましい。

【0259】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、第1から第3の手段としての発明によれば、患者に手渡す錠剤包装物の内容と調剤データおよび薬剤情報とを照合して監査する作業において、包装された錠剤の検査が簡単かつ迅速になるうえ、信頼性が高くなる。また、調剤師の検査労力を軽減することができる。さらに、第4の手段としての発明によれば、包装された錠剤の映像データを作成する手段を備えていれので、現物の薬剤を直接確認するよりも目視チェックが容易になると共に、監査の正確性を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1実施形態の錠剤検査装置を備えた錠剤分包機の概略構成図。

【図2】 ターゲット固定式X線管の断面図。

【図3】 ターゲット回転式X線管の断面図。

【図4】 連続X線発生回路図。

【図5】 パルスX線発生回路図。

【図6】 タングステンターゲットのフォトンスペクトル図。

【図7】 タングステンターゲットのフォトンスペクトル図。

【図8】 モリブデンターゲットのフォトンスペクトル図。

【図9】 管電圧波形図。

【図10】 図1の錠剤検査装置の斜視図。

【図11】 ラインセンサ (電離箱検出装置) の分解斜視図。

【図12】 電離箱パルス応答性を示す波形図。

【図13】 電離箱におけるガス圧と印加電圧の関係を示すグラフ。

【図14】 ラインセンサ (半導体検出装置) の概略構成図。

【図15】 測定ポイントを説明する包装袋の斜視図。

【図16】 分離装置を備えた図10の錠剤検出装置の斜視図。

【図17】 暴射ポイントのピッチを説明する平面図。

【図18】 ラインセンサの透過量出力データを示すグラフ。

【図19】 ラインセンサの透過量出力データを示すグラフ。

【図20】 ラインセンサの透過量出力データを示すグラフ。

【図21】 ラインセンサの透過量出力データを示すグラフ。

【図22】 ラインセンサの透過量出力データを示すグラフ。

【図23】 ラインセンサの透過量出力データを示すグラフ。

【図24】 X線減衰特性を示す3次元グラフ。

【図25】 不良包装の場合の測定ポイントを示す平面図。

【図26】 ラインセンサの透過量出力データの減衰幅を示すグラフ。

【図27】 ラインセンサの透過量出力データの減衰幅を示すグラフ。

【図28】 3次元画像データを示す図。

【図29】 判別基準データの一例を示す3次元グラフ。

【図30】 判別基準データの一例を示す3次元グラフ。

【図31】 マーク付与装置の斜視図。

【図32】 本発明の第2実施形態の錠剤検査装置の斜視図。

【図33】 X線による影の状況を説明する斜視図。

【図34】 本発明の第3実施形態の錠剤検査装置の側面図。

【図35】 ラインセンサのX、Y方向の透過量出力データを示すグラフ

【図36】 3次元画像データを示すグラフ。

【図37】 本発明の第4実施形態の錠剤検査装置の側面図。

【図38】 5°回転時の錠剤検査装置の側面図。

【図39】 10°回転時の錠剤検査装置の側面図。

【図40】 15°回転時の錠剤検査装置の側面図。

【図41】 3次元画像データを示す図。

【図42】 本発明の第5実施形態の錠剤検査装置の側面図。

【図43】 本発明の第6実施形態の錠剤検査装置の側面図。

【図44】 図43の錠剤検査装置の斜視図。

【図45】 測定動作を示すフローチャート。

【図46】 データ処理動作を示すフローチャート。

【図47】 判別基準データの例を示す図。

【図48】 4個の組織からなる組織のX線吸収係数を示す図。

【図49】 繰り返し法を説明する図。

【図50】 フーリエ変換法を説明する図。

【図51】 $g(k, w)$ の関数を示す図。

【図52】 図51を改良した関数を示す図。

【図53】 濃度変換処理の方法を示す図。

【図54】 各種関数表を示す図。

【図55】 図54に続く各種関数表を示す図。

【図56】 入出力関係を示す図。

【図57】 画像中の隣接する2つの小領域と、それらの濃度の分散値を示す図。

【図58】 フィルタ関数を示す図。

【図59】 他のフィルタ関数を示す図。

【図60】 画像をモニタするための経路を示す図。

【図61】 歪みの例を示す図。

【図62】 (A) 錠剤の記憶データ、(B) は欠損部のある錠剤の実測データ、(C) は記憶データより小さい錠剤の実測データをそれぞれ示す斜視図。

【図63】 透過線として赤外線を用いた実施形態における赤外線発生装置を示す断面図。

【図64】 透過線として赤外線を用いた実施形態における赤外線検査装置の平面図。

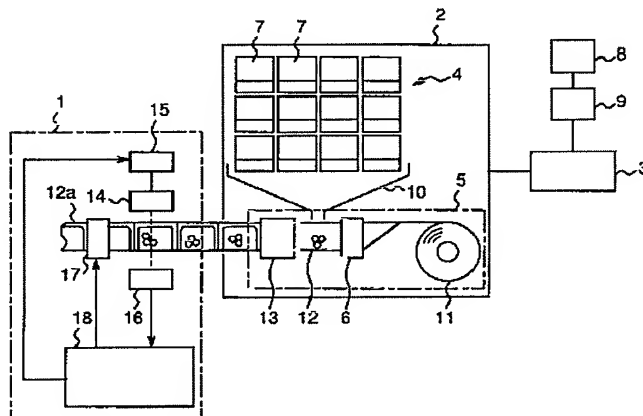
【図65】 図64の赤外線検査装置のA-A線断面図である。

【図66】 ショットキー接合部にn型不純物導入領域を設けたもの(a)と設けないもの(b)におけるリセット電圧と出力信号の関係を示すグラフである。

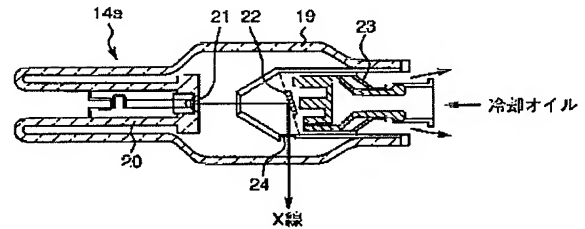
【符号の説明】

- 1 錠剤検査装置
- 2 錠剤分包機
- 12a 包装袋(被検査体)
- 14 X線管(透過線発生手段)
- 16 ラインセンサ(透過線検出手段)
- 17 マーク付与装置(マーク付与手段)
- 18 制御装置(錠剤個数判別処理手段、比較判定処理手段、錠剤形状判別処理手段、記憶手段、)
- 40 CCDカメラ(撮像手段)
- 101 赤外線発生装置(透過線発生手段)
- 111 赤外線検出装置(透過線検出手段)

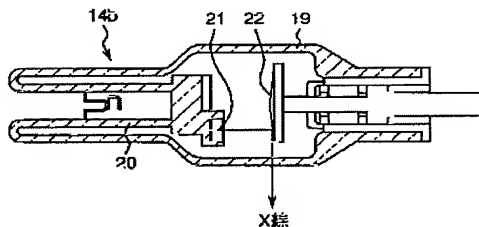
【図1】



【図2】

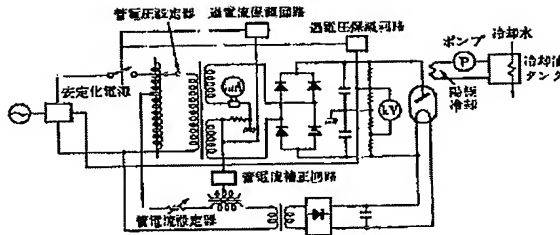


【図3】

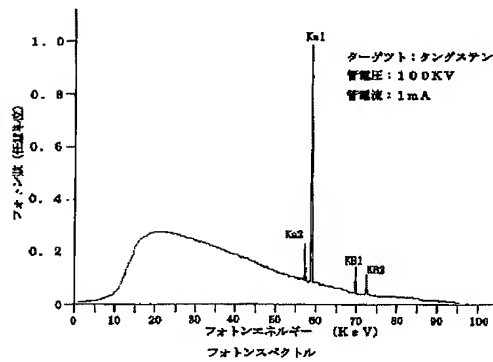


【図4】

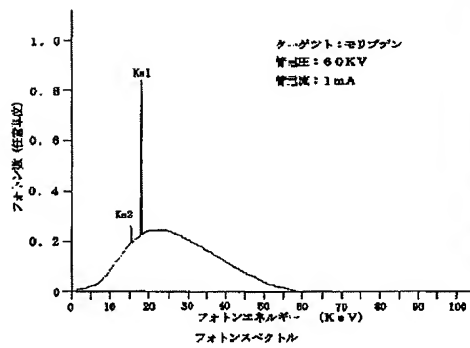
連続X線発生回路



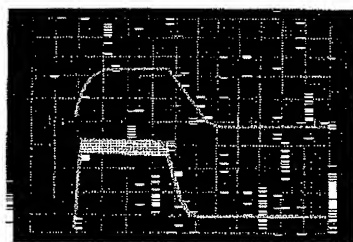
【図6】



【図8】



【図12】



電離箱パルス応答性

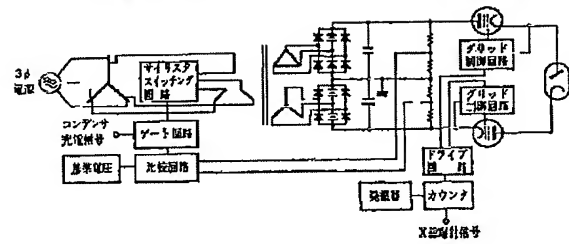
上: 電離箱出力波形
電極板間隙 1 mm
封入ガス圧 7 atm
印加電圧 1200 V

下: X線波形

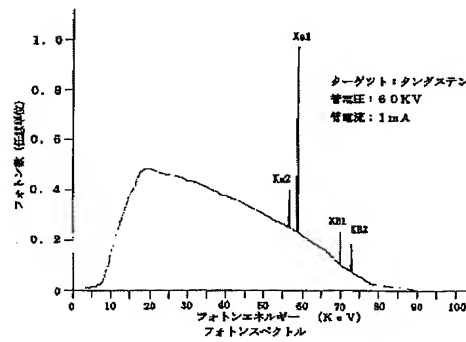
【図5】

パルスX線発生回路

三極真空管

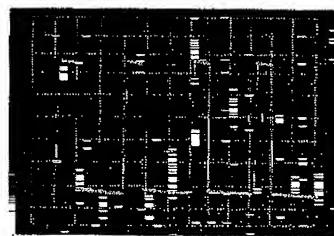


【図7】

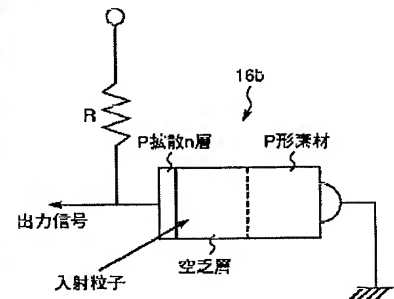


【図9】

【図14】

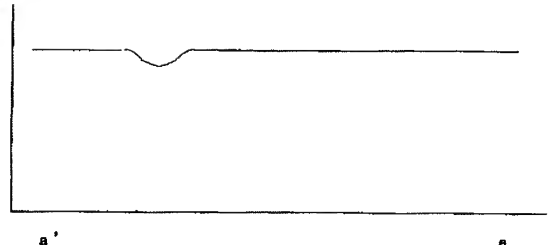


管電圧波形

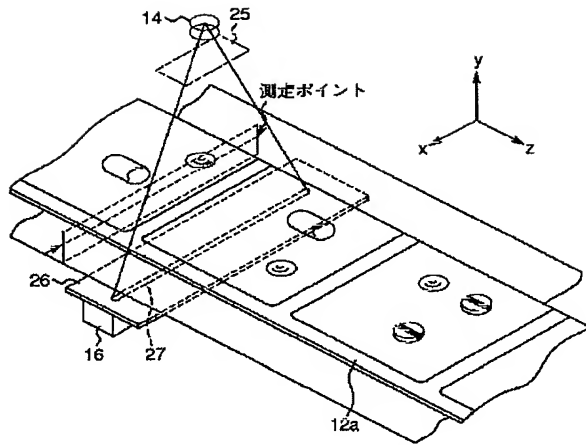


【図18】

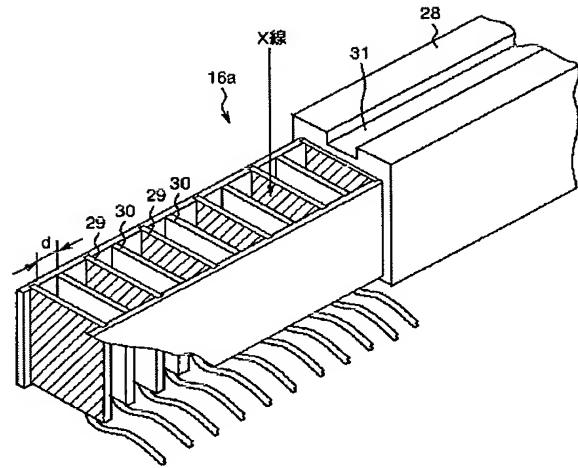
透過率



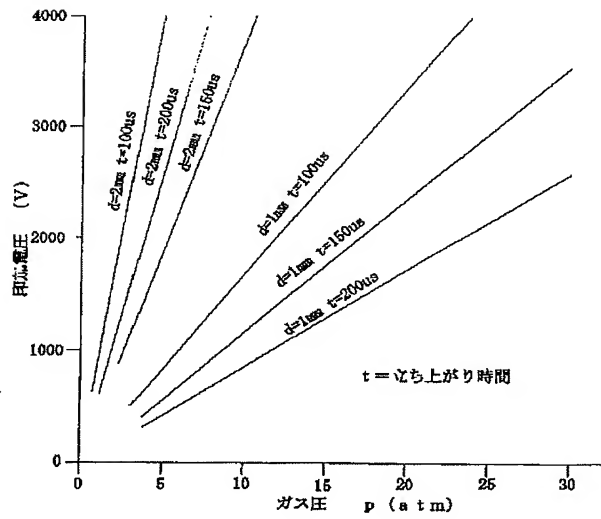
【図10】



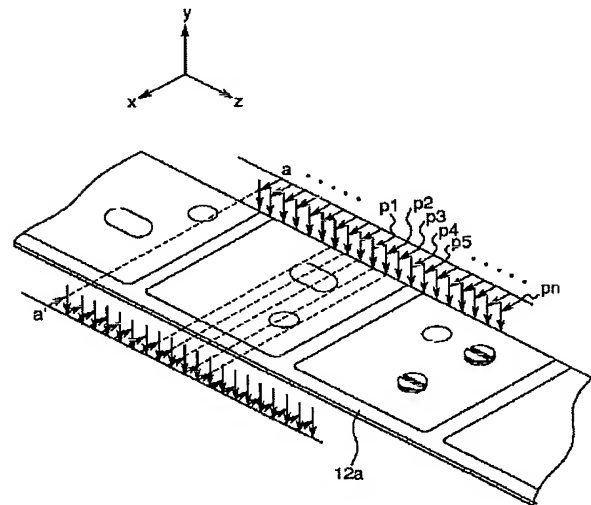
【図11】



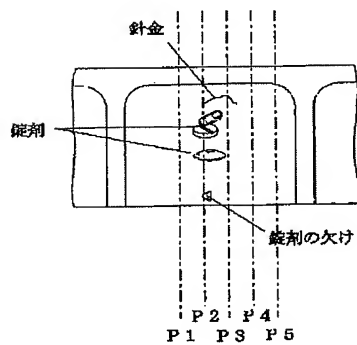
【図13】



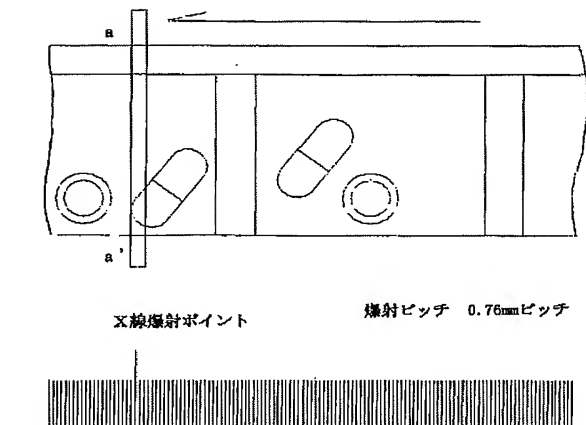
【図15】



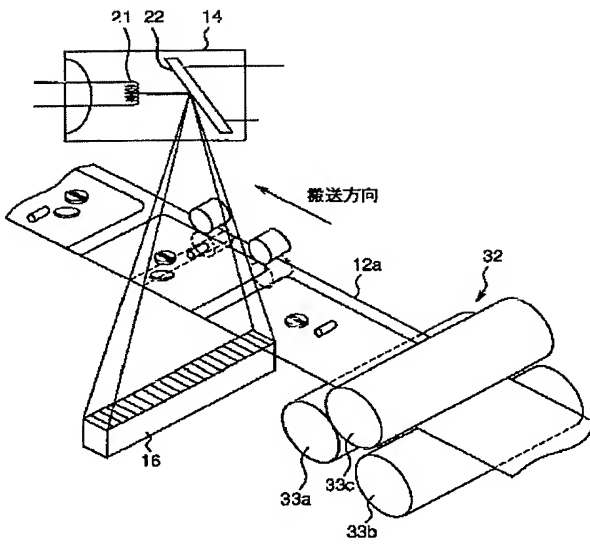
【図25】



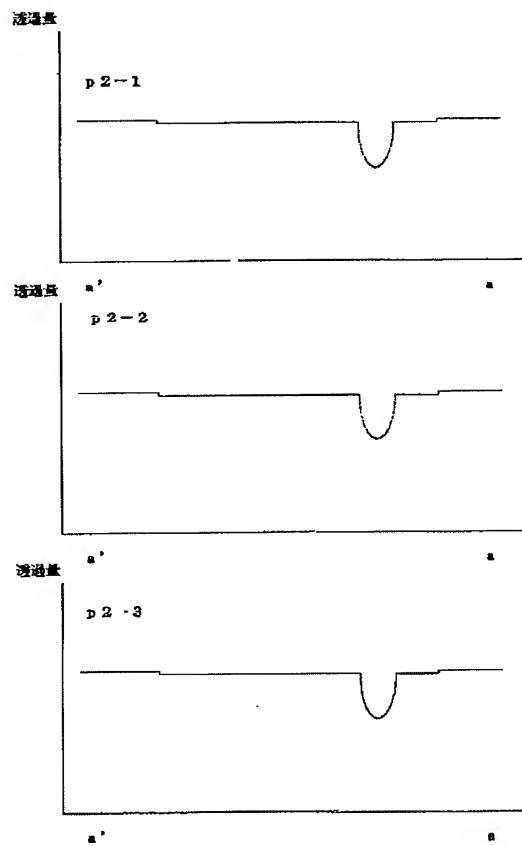
【図17】



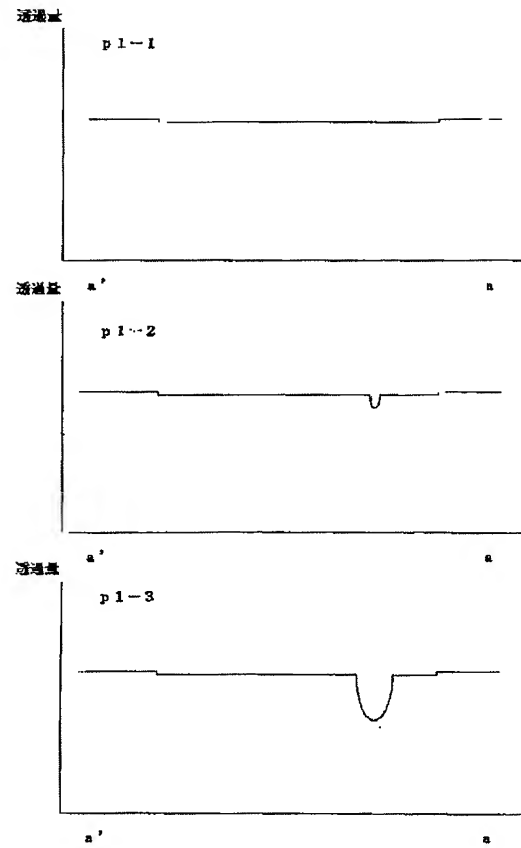
【図16】



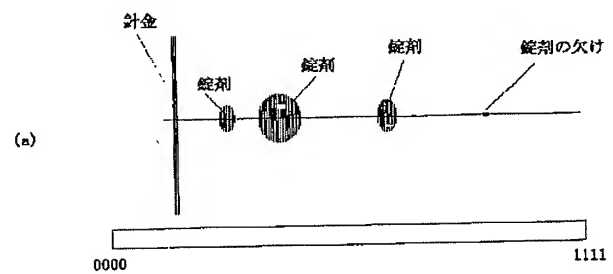
【図20】



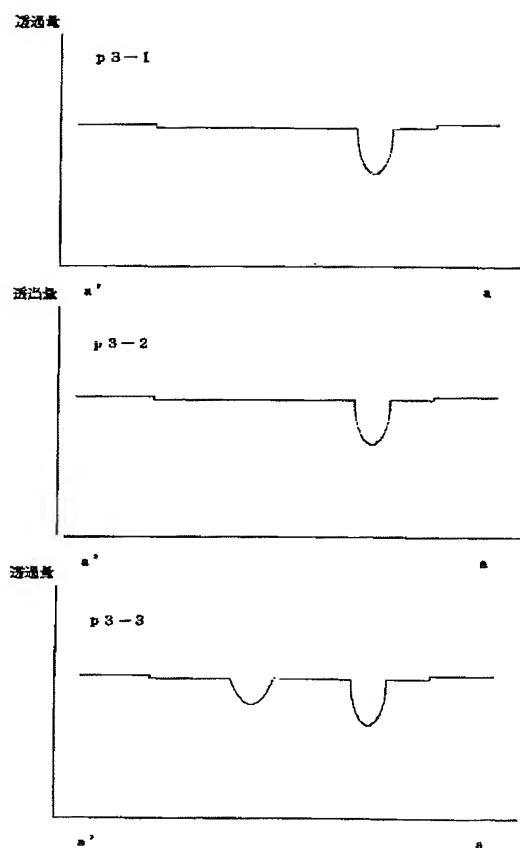
【図19】



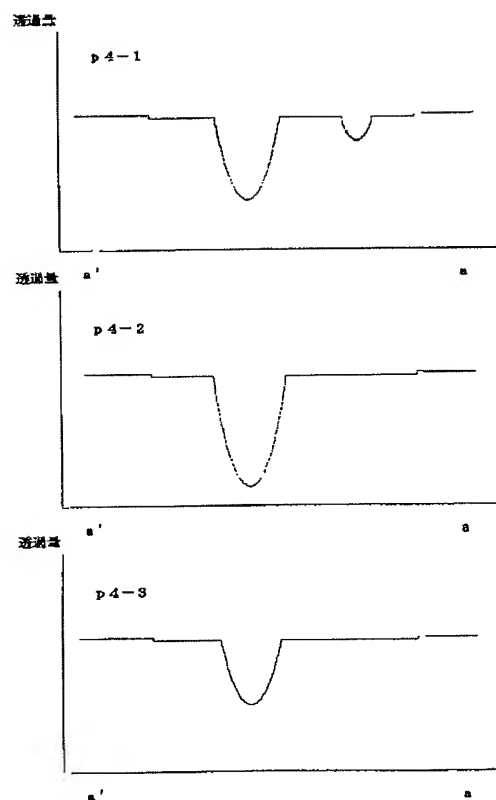
【図26】



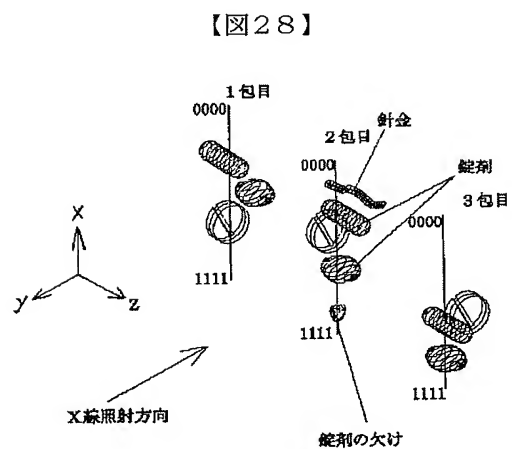
【図21】



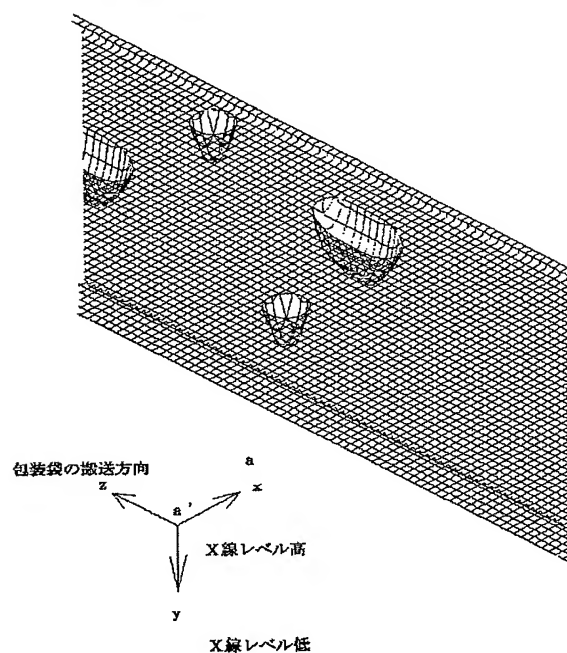
【図22】



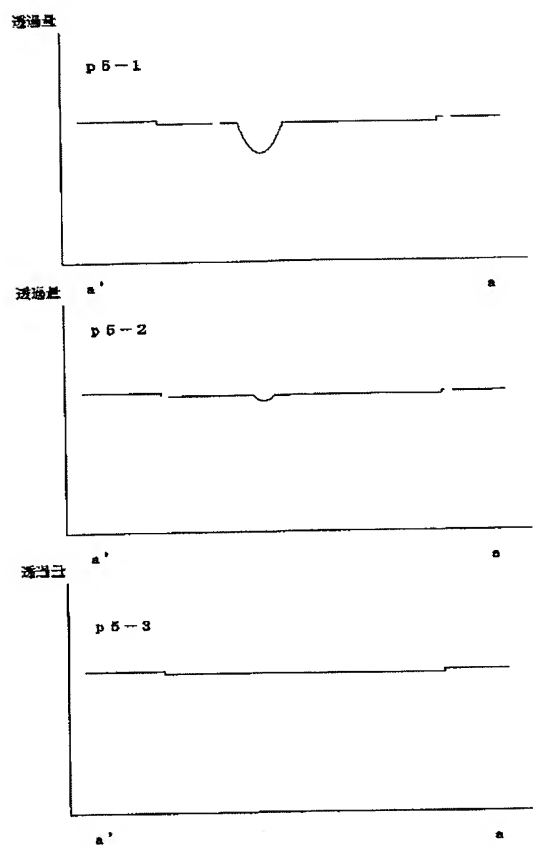
【図24】



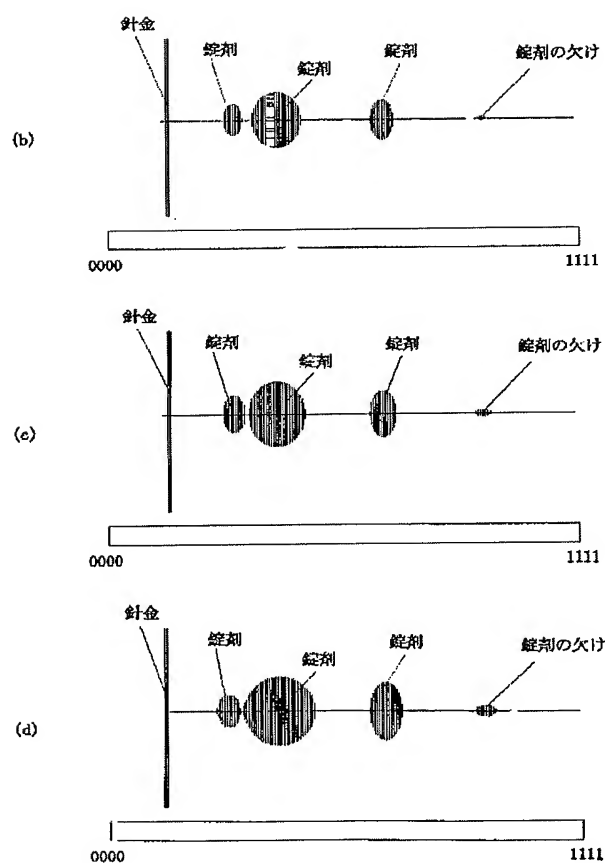
X線減衰特性



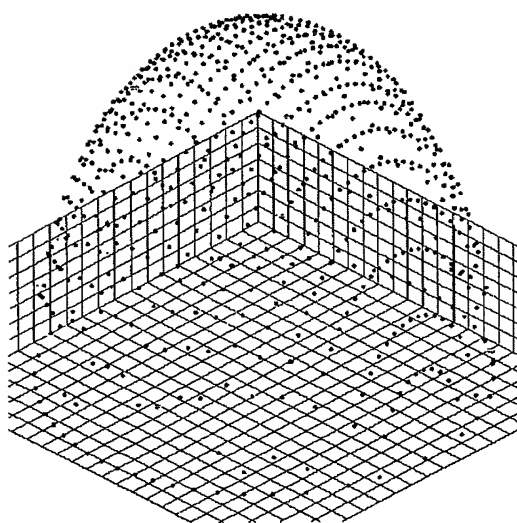
【図23】



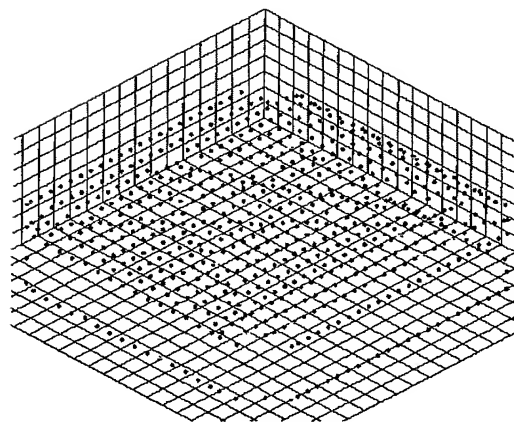
【図27】



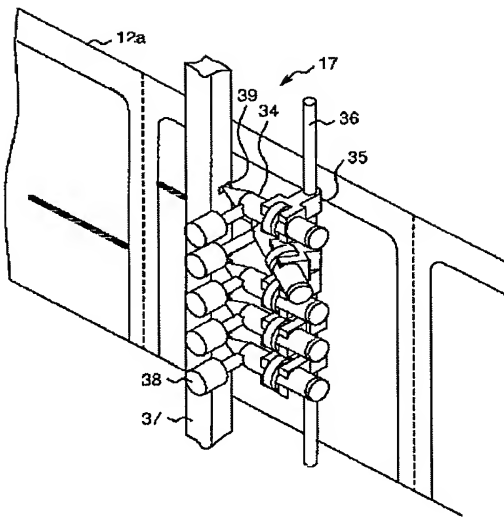
【図29】



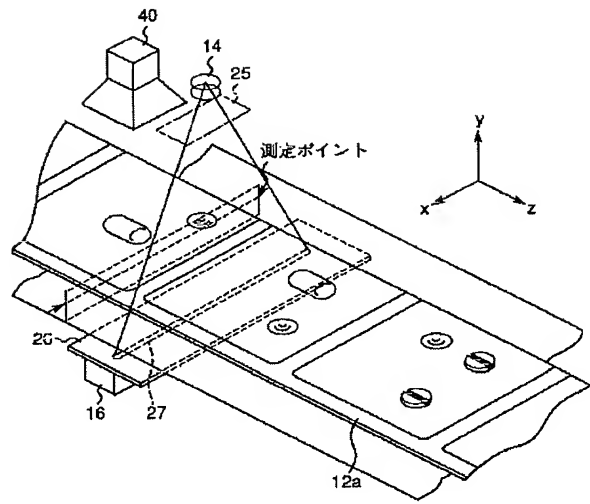
【図30】



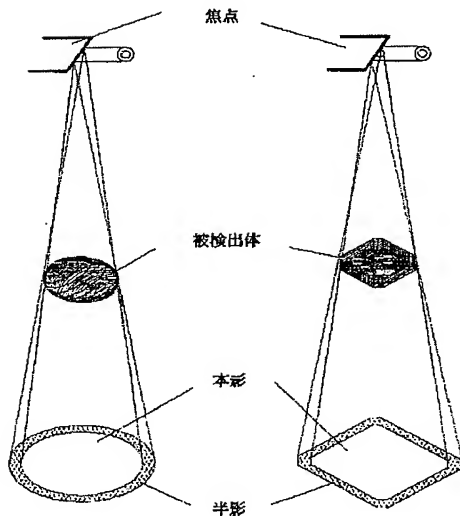
【図31】



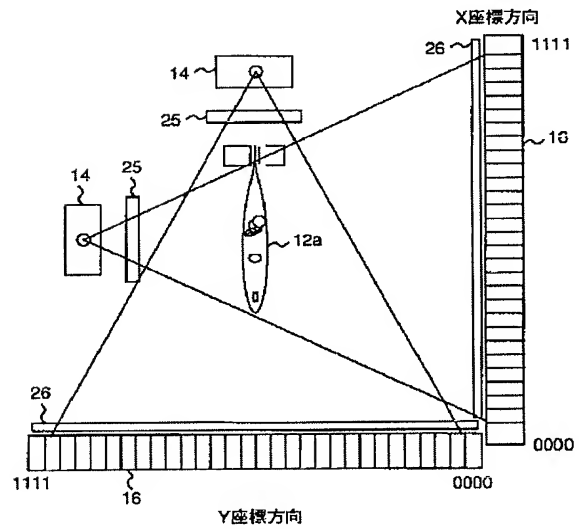
【図32】



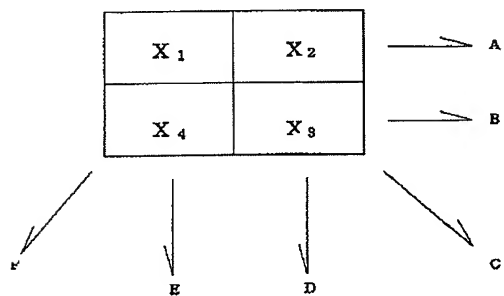
【図33】



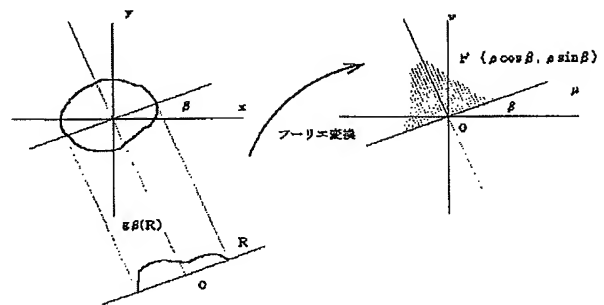
【図34】



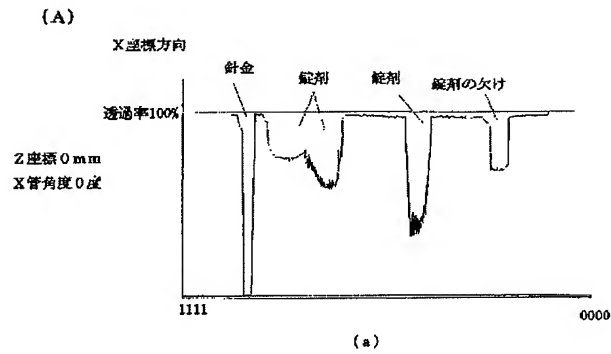
【図48】



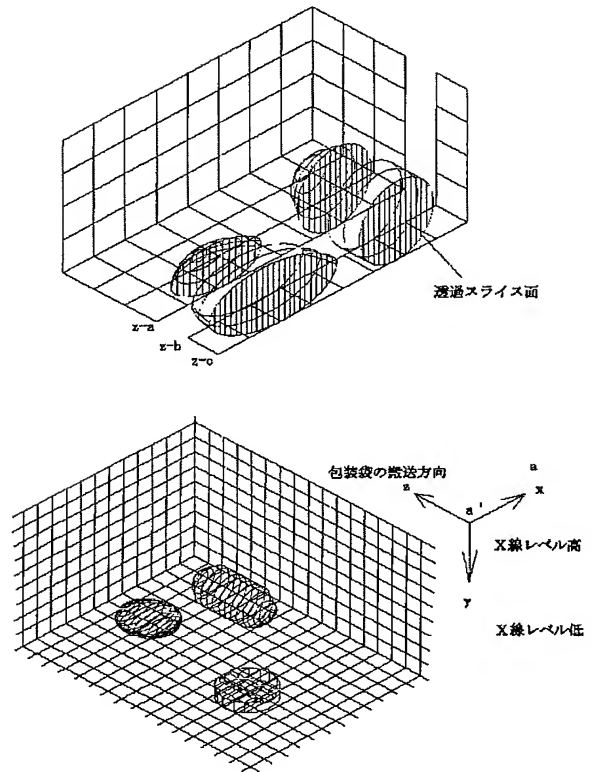
【図50】



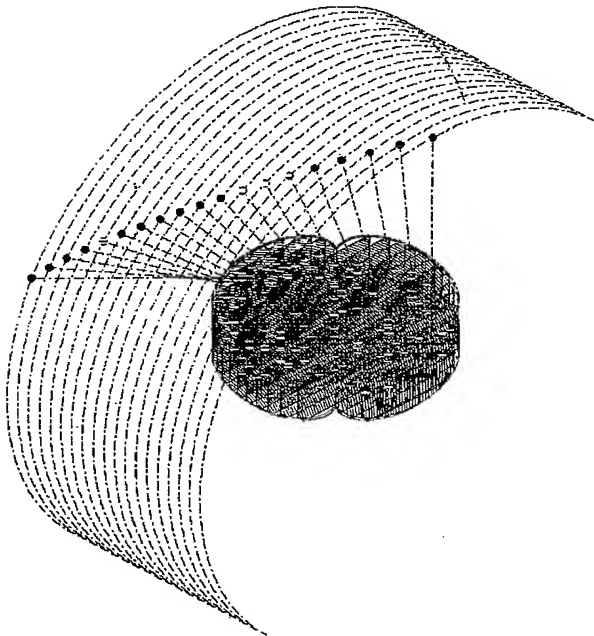
【図35】



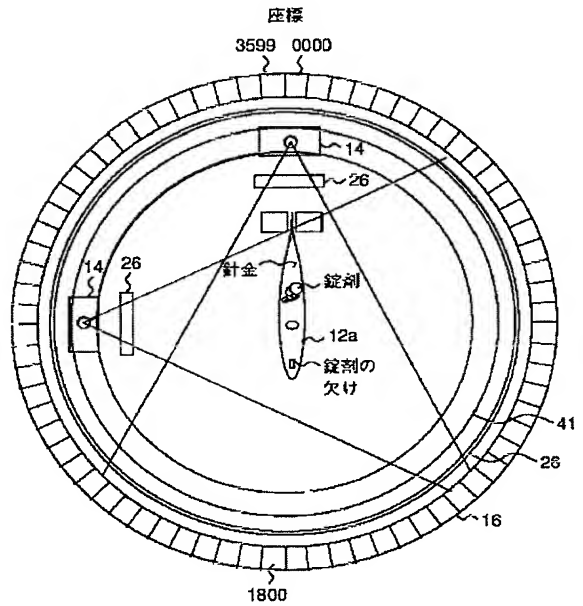
【図36】



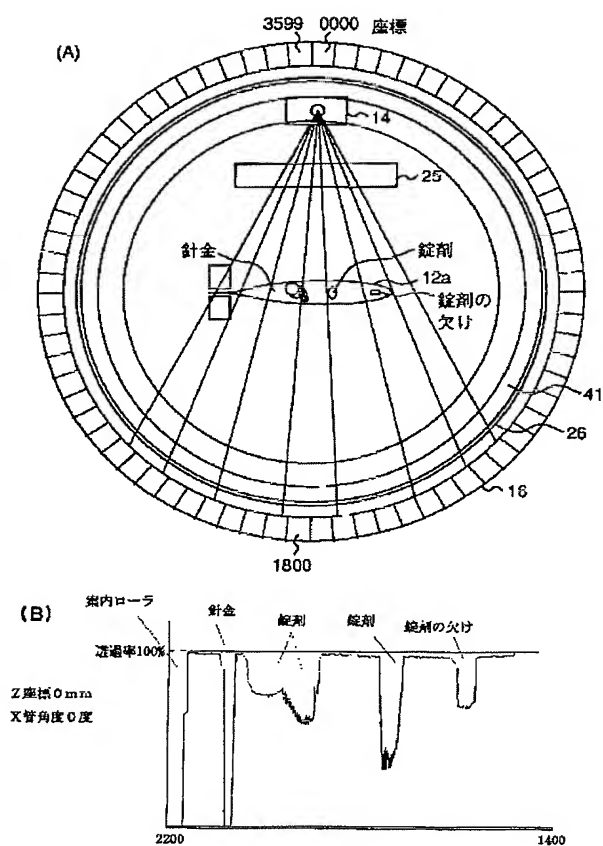
【図41】



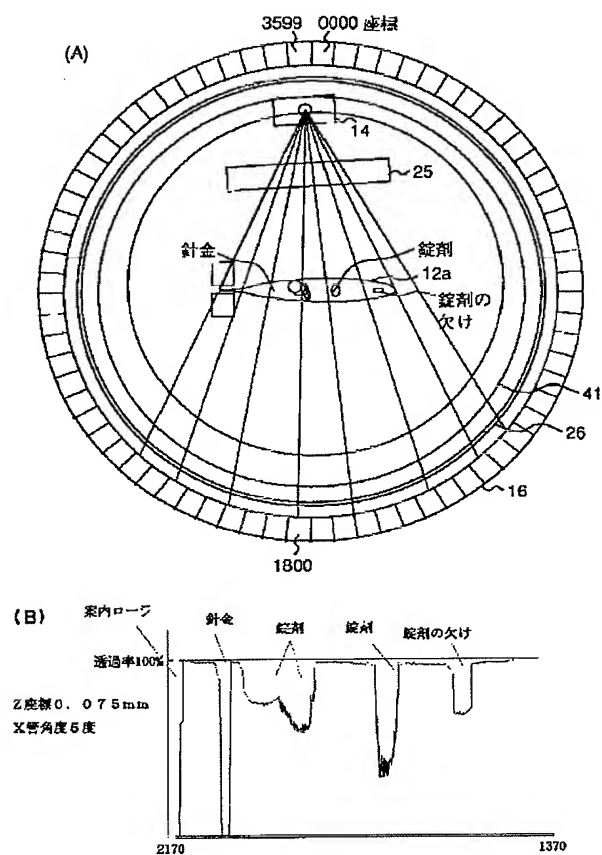
【図42】



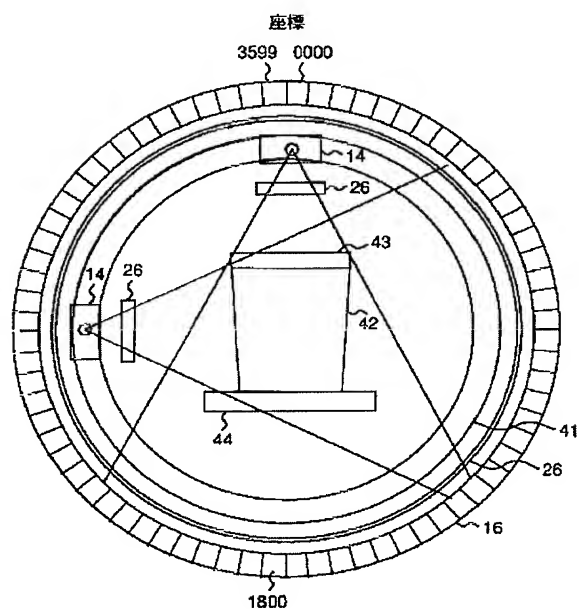
【図37】



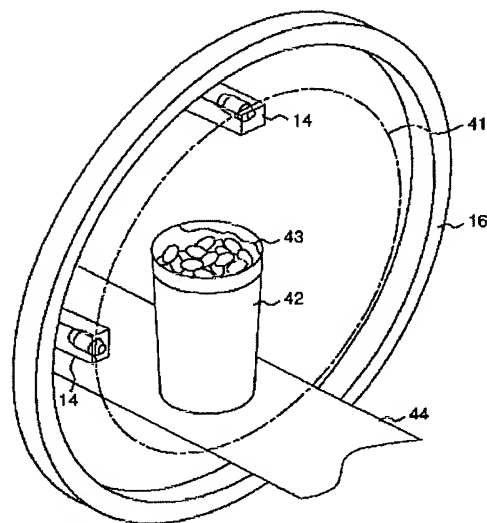
【図38】



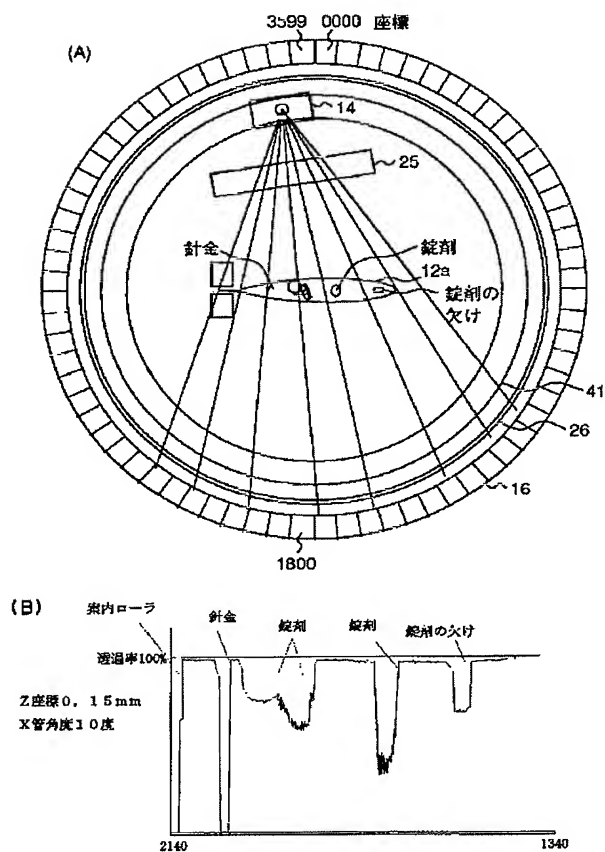
【図43】



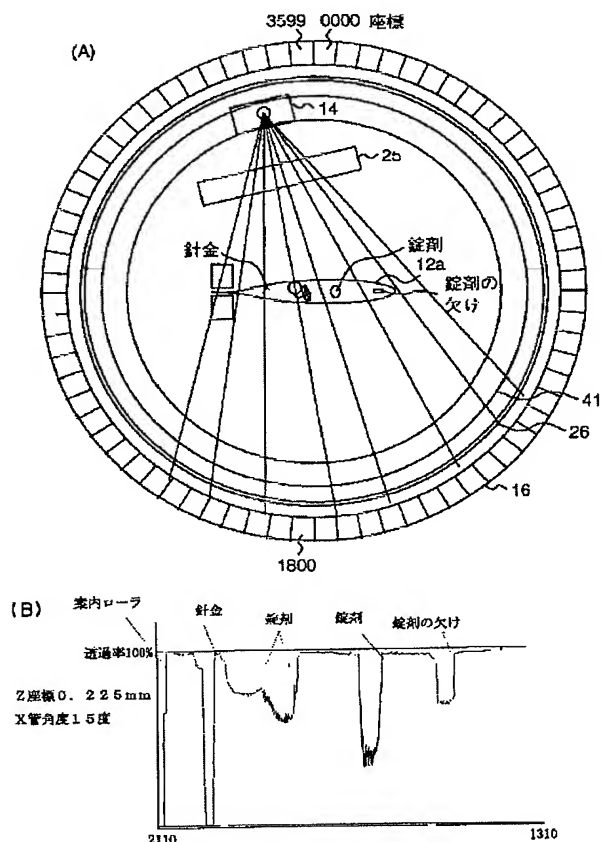
【図44】



【図39】



【図40】



【図47】

基準データ	図10に対応	図37に対応
薬剤名		
エプツール		
トフラニール		
アルファロール		
プロミド		
フルイトラン		
アナドロール		

【図49】

		差		
A	2.5	2.5	5	4 - 1
(a)				
B	2.5	2.5	5	6 1

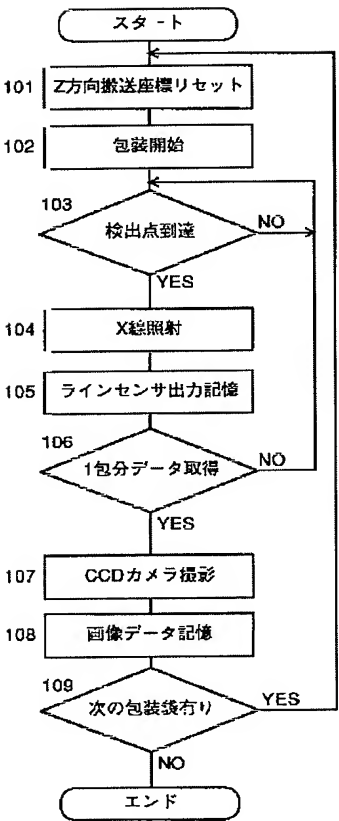
		C	D
(b)		2.5	2.5
		-0.5	-0.5
		2.5	2.5
		+0.5	+0.5

5	6
3	7
差	-2
	2

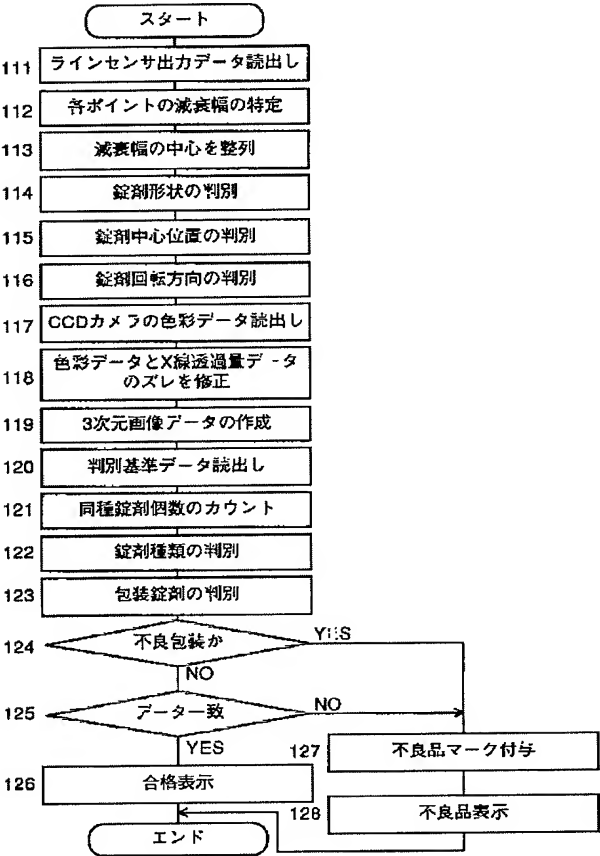
2	2
-1	+1
3	3
-1	+1

1	3
2	4

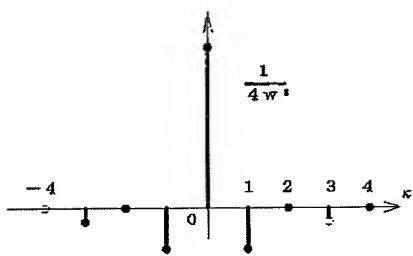
【図45】



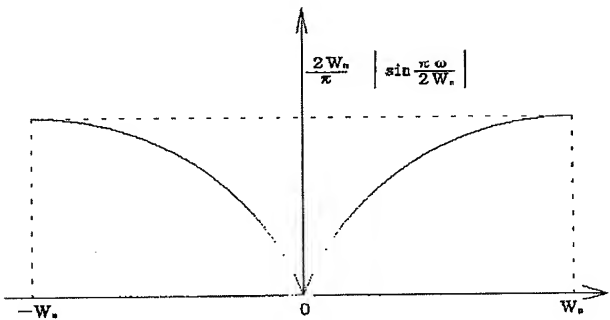
【図46】



【図51】



【図52】



【図53】

画像データ

0	0	0	1	1
0	1	1	2	3
1	2	3	5	4
1	2	4	5	5
0	1	4	5	6

変換表

480
380
270
160
90
50
30
0

表示画像データ

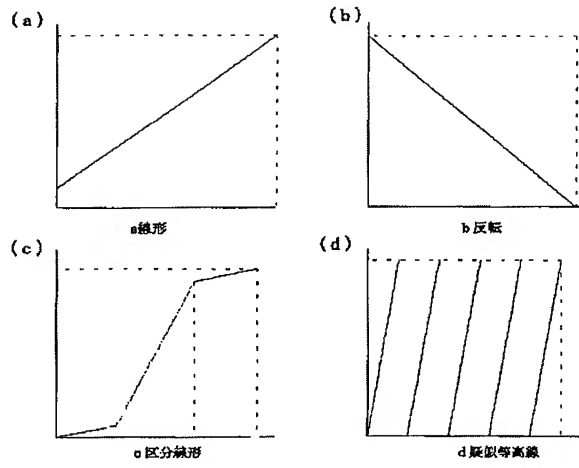
480	480	480	480	480
480	480	480	360	270
480	360	270	90	180
480	360	160	90	90
480	480	160	90	50

入力画像座標
アドレス

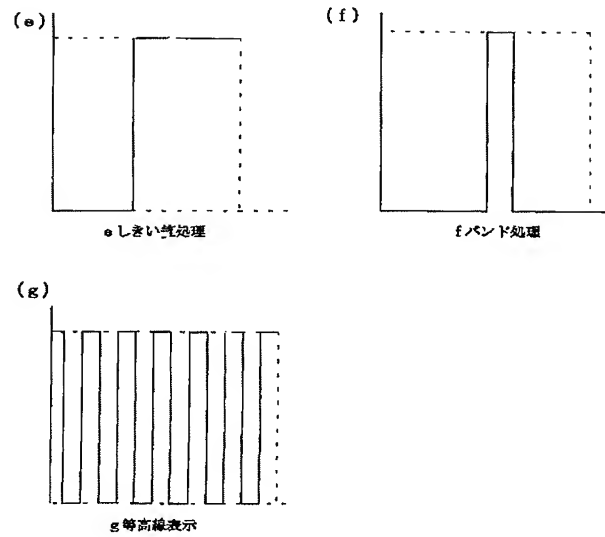
出力画像座標

0=480
1=480

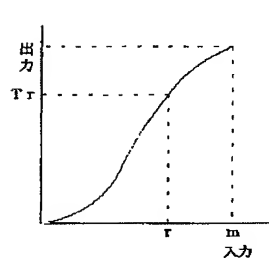
【図54】



【図55】

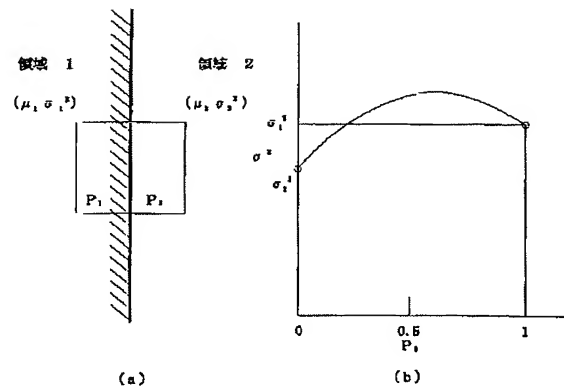


【図56】

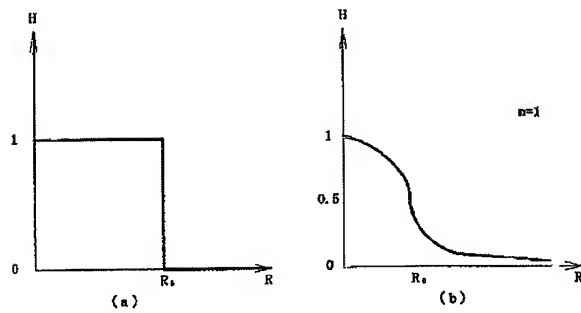


入力	出力
1	T1
2	T2
3	T3
4	T4
5	T5
.	.
.	.
r	Tr
.	.
m	Tm
.	.

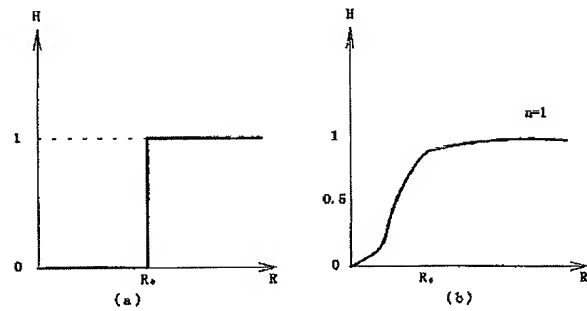
【図57】



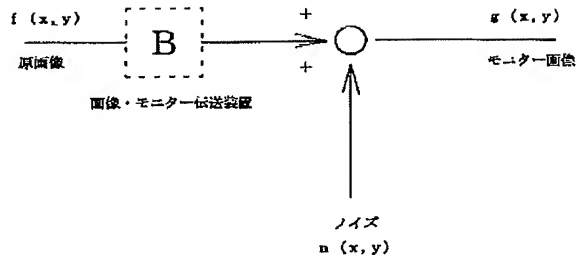
【図58】



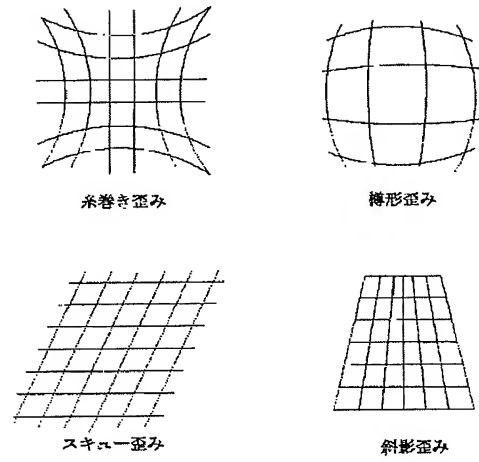
【図59】



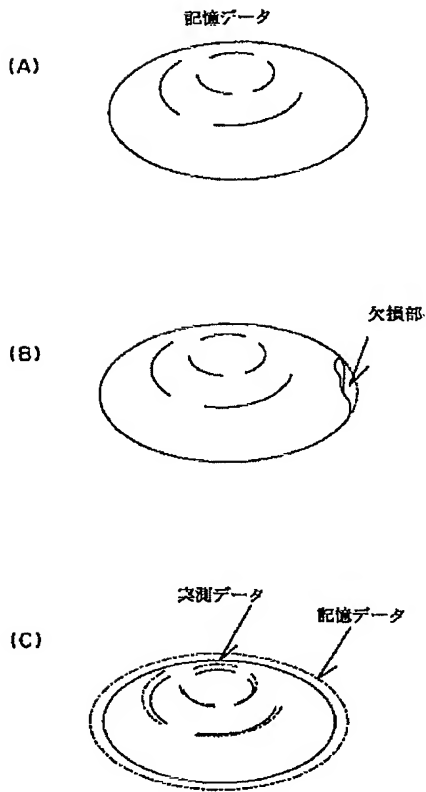
【図60】



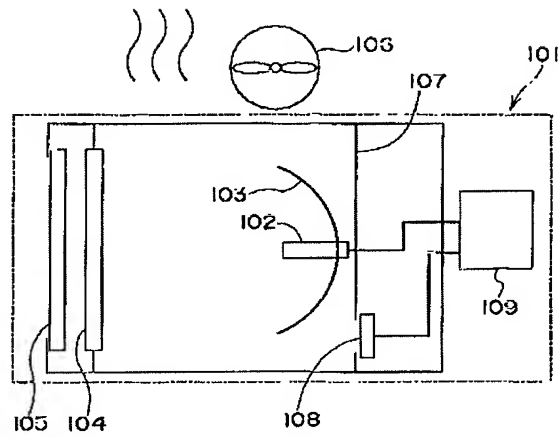
【図61】



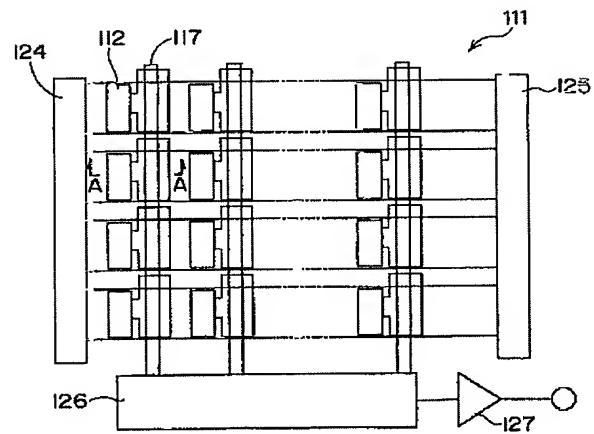
【図62】



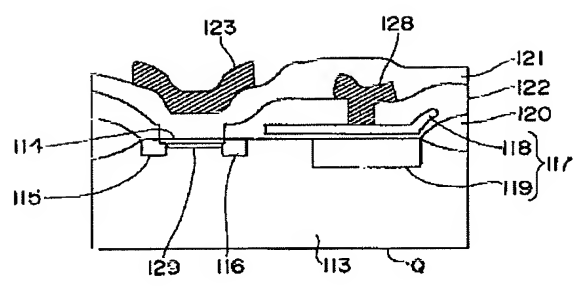
【図63】



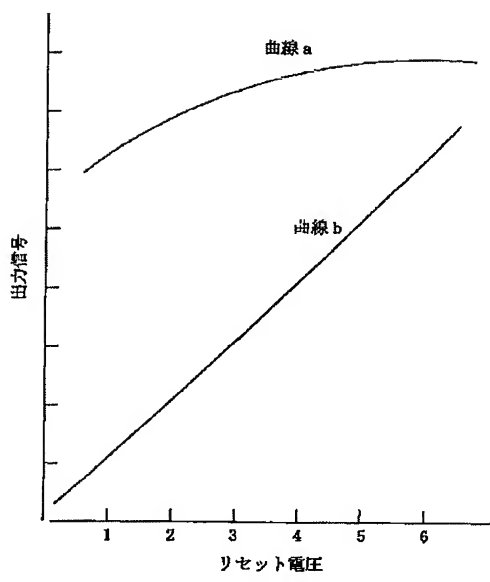
【図64】



【図65】



【図66】



Method and apparatus for contrast enhancement

Publication number: JP5244508 (A)

Publication date: 1993-09-21

Inventor(s): PIETE POORU BUYUIRUSUTEKU; EMIIRU POORU SHIYOOTERU +

Applicant(s): AGFA GEVAERT NV +

Classification:




- **international:** **A61B6/00; G06T1/00; G06T5/00; A61B6/00; G06T1/00; G06T5/00;** (IPC1-7): G06F15/62; G06F15/68; H04N5/325

- **European:** G06T5/00

Application number: JP19920235246 19920810

Priority number(s): EP19910202079 19910814

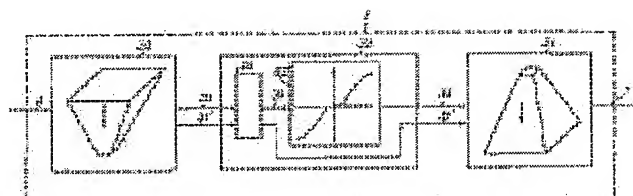
Also published as:

 JP3402630 (B2)
 US5467404 (A)
 DE69214229 (T2)

Abstract of JP 5244508 (A)

PURPOSE: To provide a method for improving the contrast of digital images over the entire range of a signal level without enlarging a dynamic range.

CONSTITUTION: (a) Original images are decomposed into a series of detail images 31 at multiple resolution levels or the array of coefficients for indicating detail strength and residual images 31. (b) The respective pixels or respective detail coefficients of the respective detail images are corrected by at least one nonlinear monotonically increasing odd-numbered mapping function. (c) Details obtained from the corrected detail images 33 or detail coefficients are accumulated and the residual images are added further. Thus, processed images are constructed.



Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-244508

(43)公開日 平成 5 年(1993) 9 月21日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
H 0 4 N 5/325				
G 0 6 F 15/68	3 1 0	8420-5L		
// G 0 6 F 15/62	3 9 0 A	9287-5L		
		9163-4C	A 6 1 B 6/ 00	3 5 0 M

審査請求 未請求 請求項の数27(全 19 頁)

(21)出願番号 特願平4-235246

(22)出願日 平成 4 年(1992) 8 月10日

(31)優先権主張番号 9 1 2 0 2 0 7 9 . 9

(32)優先日 1991年 8 月14日

(33)優先権主張国 オランダ (NL)

(71)出願人 591023136

アグファ・ゲヴェルト・ナームロゼ・ベン
ノートチャップAGFA-GEVAERT NAAMLO
ZE VENNOOTSCHAPベルギー国モートゼール、セプテストラ
ー ト 27

(72)発明者 ピエテ・ポール・ヴェイルステク

ベルギー国モートゼール、セプテストラ
ー ト 27 アグファ・ゲヴェルト・ナーム
ロゼ・ベンノートチャップ内

(74)代理人 弁理士 安達 光雄 (外 1 名)

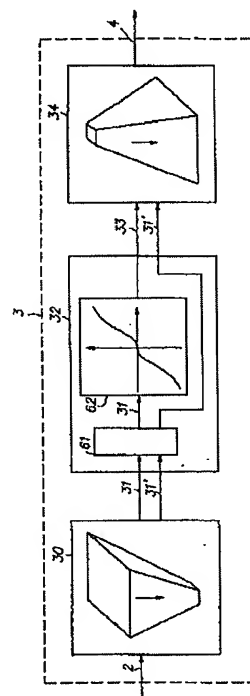
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 コントラストを強化する方法と装置

(57)【要約】 (修正有)

【目的】ダイナミックレンジを拡大することなく、信号レベルの全レンジにわたってデジタル画像のコントラストを改善する方法を提供する。

【構成】aオリジナル画像を、多重解像度レベルにおける一連の明細画像31または明細強度を示す係数の配列、および残余画像31に分解し、b各明細画像の各画素または各明細係数を、少なくとも一つの非線形の単調に増大する奇数マッピング関数によって修正し、c前記の修正された明細画像33または前記の明細係数から得た明細を累積し、さらに前記残余画像を加えることによって、前記処理された画像を構築する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 画素値の配列で表された画像を処理することにより画像のコントラストを強化する方法において、

(a) 前記オリジナル画像を、多重解像度レベルにおける一連の明細画像と、前記多重解像度レベルの最小よりも低い解像度レベルにおける残余画像とに分解し、

(b) 前記の明細画像の画素値を、引数値が増大するにつれて徐々に減少するスロープを有する少なくとも一つの非線形で単調に増大する奇数変換関数にしたがって修正して、1セットの修正された明細画像の画素値を得て、

(c) 前記残余画像と前記の修正された明細画像に再構成アルゴリズムを適用することによって前記の処理された画像を計算することからなり、この再構成アルゴリズムは、もしこれが修正なしで残余画像と明細画像に適用されたならば前記オリジナル画像またはこれとごく近似した画像が得られるであろうアルゴリズムである。ステップからなることを特徴とする画像のコントラストを強化する方法。

【請求項2】 前記分解は、前記オリジナル画像の各画素値が前記残余画像の対応する画素値および前記各明細画像の対応する画素値の合計に等しくなるように実施され、これらの画素の数がオリジナル画像の画素の数に等しくない場合は前記の残余画像と明細画像を、適正な補間によってオリジナル画像に一致させ、その結果、

- i) あらゆる明細画像の全画素値の平均値がゼロになり；
- ii) あらゆる明細画像の空間周期が特定の周波数帯域に限定され；
- iii) 全空間周波数ドメインが、分解中であるとみなされたすべての前記明細画像に関連する空間周波数帯域によってカバーされるようなしかたで、あらゆる明細画像が異なる空間周波数帯域に対応し；
- iv) 前記明細画像の一つと関連する各空間周波数帯域が、完全に含まれることなく、近傍の帯域と部分的に重複し；
- v) 各明細画像内の画素の数が、少なくとも、ナイキストのサンプリング基準によって要求される画素の数であり；
- vi) 前記空間周波数帯域の少なくとも二つが前記分解の過程内にあるとみなされ；および前記処理された画像の各画素値が、残余画像内の対応する画素値で増加された各修正明細画像内の対応する画素値の合計として計算され、前記の残余画像と明細画像を、画素の数が等しくない場合に補間法によってオリジナル画像に一致させる；請求項1記載の方法。

【請求項3】 各明細画像中の画素の数が各々の粗い方の画像度レベルで減少する請求項1または2に記載の方法。

【請求項4】 逐次粗い解像度レベルにおける明細画像が下記のステップのK回の各反復の結果として得られ、そのステップが、

a) 現在の反復に対応して低域フィルタを近似画像に適用することによって、次の粗いレベルにおける近似画像を計算し、しかしそのオリジナル画像を、第1の反復の過程前記低域フィルタへの入力として用いて、上記計算結果を、空間周波数帯域幅の減少に比例してサブサンプリングし；

b) 現在の反復に対応する近似画像と、上記a)の方法で計算された次の粗い解像度レベルにおける近似画像との画素毎の差異として明細画像を計算し、両方の画像を、後者の画像の適切な補間によって一致させる；ことからなり、

残余画像が、最後の反復によって作られた近似画像に等しくなり、および前記の処理した画像が、最も粗い明細画像と残余画像から出発して、下記の工程：すなわち、同じ解像度レベルにおける明細画像を、前の反復に対応するより粗い解像度レベルにおける近似画像に画素毎に加えることによって現在の解像度レベルにおける近似画像を計算し、しかしながら第1の反復の過程における前記のより粗い近似画像の代わりに残余画像を用い、前記近似画像の適正な補間によって両方の画像を一致させる工程を、K回反復することによって計算される；請求項3記載の方法。

【請求項5】 前記マッピング関数が前記オリジナル画像の対応する画素の値によってきまる請求項1記載の方法。

【請求項6】 前記再構成の過程において、より微細な明細画像の少なくとも一つの各画素値に、前記明細画像に加えられる近似画像における対応する画素値の関数として得られた係数を掛け算し、前記関数が、明細コントラストもしくは雑音を減らすべき密度サブレンジに対応する横座標値の1より小さく、他の横座標値の1より大きいもしくは等しいという修正がなされている請求項4記載の方法。

【請求項7】 前記再構成の過程において、いくつかの中間の解像度レベルにおける近似画像の画素値が、徐々に減少するスロープを有し単調に増大する変換関数にしたがって、明細画像の画素に加えられる前に変換されるという修正がなされている請求項4記載の方法。

【請求項8】 サブサンプリング係数が2で前記低域フィルタが二次元ガウス分布を近似させるインパルス応答を持っている請求項4記載の方法。

【請求項9】 Kが、前記残余画像が一つの画素で構成されている場合である請求項4記載の方法。

【請求項10】 最も微細な解像度レベルにおける明細画像が、オリジナル画像と、このオリジナル画像を低域フィルタを通過させて得た画像との画素毎の差として得られ、および逐次粗い解像度レベルにおける明細画像

が、第2のフィルタの方が第1のフィルタより帯域幅が小さい二つの低域フィルタを通過させたオリジナル画像の変形間の画素毎の差異を保持することによって得られる請求項1または2に記載の方法。

【請求項11】 画素値の配列で表された画像を処理することにより画像のコントラストを強化する方法において、

a) 前記オリジナル画像を、これを変換することによって、多重解像度レベルにおける予め決められた基本明細画像と、残余基本画像との重み付け合計に分解し、前記変換によって、前記基本明細画像を示す1セットの基本関数のうちの一つのオリジナル画像に対する相対的寄与を各々表現する明細係数、および前記基本残余画像を表す基本関数のオリジナル画像に対する相対的寄与を示す残余係数の1セットが得られ、その結果前記基本関数が、基本残余画像を表す基本関数を除いて、連続する非周期関数でありかつ平均値がゼロであり、前記変換は、前記変換係数に適用される場合、オリジナル画像またはこれに近似した画像を戻す逆変換が存在することを特徴とし、

b) 絶対引数値が増大するにつれて徐々に減少するスロープを有する少なくとも一つの非線形で単調に増大する奇数マッピング関数によって明細係数を修正し、前記関数によって1セットの修正変換係数が得られ、

c) 修正された明細係数および残余係数に前記の逆変換を適用することによって前記処理された画像を計算する。ステップからなることを特徴とする画像のコントラストを強化する方法。

【請求項12】 前記分解の結果、前記オリジナル画像内の各画素の値は、関連する明細係数を掛け算された前記基本明細画像中の対応する画素値のすべての合計に等しくなり、前記合計はさらに、関連する残余係数を掛け算された前記基本残余画像の対応する画素値によって増加され、および分解の結果、前記の予め決められた基本明細画像の完全なセットが、全く同じ大きさの空間範囲を有する基本明細画像のサブセットに分割された場合、予め決められた基本明細画像が前記のように分割されて、

i) あらゆる前記基本明細画像の全画素値の平均値がゼロになり；

ii) あらゆる前記サブセットが前記オリジナル画像の全ドメインをカバーし；

iii) 特定のサブセットに属する前記基本明細画像がすべて、同じ空間周波数帯域に制限され；

iv) 全空間周波数帯域が、分解中であるとみなされた前記サブセットのすべてに関連する前記空間周波数帯域でカバーされるように、あらゆる前記サブセットが異なる空間周波数帯域に対応し、

v) 前記サブセットの一つと関連する各空間周波数帯域が、他の前記サブセットに関連する周波数帯域によって

完全には含まれることなく、部分的に近傍の帯域と重複してもよく；

vi) 少なくとも二つの好ましくは3以上の前記空間周波数帯域が前記分解の過程にあるとみなされ；

前記処理された画像が、前記の修正された関連明細係数を掛け算された前記基本明細画像中のすべての対応する画素値の合計として再構成され、前記合計がさらに、関連する残余係数を掛け算された前記基本残余画像の対応する画素値で増加される；請求項1記載の方法。

【請求項13】 前記変換法がピラミッド形ガボール展開法である請求項11記載の方法。

【請求項14】 前記基本関数が直交関数である請求項11記載の方法。

【請求項15】 前記基本関数がウェーブレットである請求項14記載の方法。

【請求項16】 修正関数が、スロープが一定もしくは増大している場合の最低絶対引数値の領域を除いて、絶対引数値が増大するにつれて徐々に低下するスロープを有する請求項1又は11に記載の方法。

【請求項17】 修正関数が、下記式：

$$F(x) = -m^* (-x/m)^p \quad x < 0 \text{ の場合}$$

$$F(x) = m^* (x/m)^p \quad x \geq 0 \text{ の場合}$$

(式中 p は $0 < p < 1$ の範囲内で選択され、 m が横座標値の範囲： $-m \leq x \leq m$ を示す)として定義される請求項1または11に記載の方法。

【請求項18】 修正関数が、下記式：

$$F(x) = -m^* (-x/m)^{p2} \quad -m \leq x < -c \text{ の場合}$$

$$F(x) = -m^* (c/m)^{p2} * (-x/c)^{p1} \quad -c \leq x < 0 \text{ の場合}$$

$$F(x) = m^* (c/m)^{p2} * (x/c)^{p1} \quad 0 \leq x < c \text{ の場合}$$

$$F(x) = m^* (x/m)^{p2} \quad c \leq x \leq m \text{ の場合}$$

(式中、 $p2$ は $0 < p2 < 1$ の範囲内で選択され、 $p1$ は $p2$ より小ではなく、交差横座標 c は両幂関数間の転移点： $0 < c < m$ を示しておよび m は横座標の範囲： $-m \leq x \leq m$ を示す)として定義される請求項16記載の方法。

【請求項19】 スロープが一定もしくは増大している修正関数の横座標値の範囲を決める値が、オリジナル画像の雑音レベルに比例して設定される請求項16または18に記載の方法。

【請求項20】 前記マッピング関数が、前記分解時に各解像度レベルで同じには定義されずに、より微細な解像度レベルに適用されるマッピングが、より粗い解像度レベルに対応するマッピングよりも明細画像を増幅する請求項1または11に記載の方法。

【請求項21】 処理された画像のダイナミックレンジが、処理された画像を、特定の階調曲線にしたがって、

所望の出力ダイナミックレンジにマッピングすることによって減らされる請求項1～20のいずれか一つに記載の方法。

【請求項22】 電子表示を、多重解像度レベルにおける一連の明細画像、および前記多重解像度レベルの最小より低い解像度レベルにおける残余画像に分解する手段、絶対引数値が増大するにつれて徐々に減少するスロープを有する少なくとも一つの非線形で単調に増大する奇数マッピング関数によって、前記明細画像の画素値を修正する手段、残余画像と修正された明細画像に再構成アルゴリズムを適用することによって処理された画像を計算する手段、からなり、前記再構成アルゴリズムは、修正なしで残余画像と明細画像に適用されたならば、オリジナル画像もしくはこれにごく近似した画像が得られるであろうアルゴリズムである、画像の電子表示を処理する装置。

【請求項23】 異なる解像度レベルにおける明細画像を計算する前記手段が、異なる解像度レベルにおける近似画像を計算する手段、現在のレベルにおける近似画像と次の粗いレベルにおける近似画像を一致させる前に、後者の近似画像から前者の近似画像を引き算するための加算手段と補間手段、および上記計算をオリジナル画像で開始して反復する手段からなり、ならびに前記の処理された画像を計算する前記手段が、一つの解像度レベルにおける明細画像を一つのより粗い解像度レベルにおける近似画像に加算して前記両画像を一致させる加算手段と補間手段、および前記加算と補間を残余画像と最も粗い明細画像で開始して反復する手段からなる、請求項22記載の装置。

【請求項24】 近似画像を計算する前記手段が、所定の解像度レベルにおける近似画像がオリジナル画像で出発して送られる低域フィルタ、およびフィルタの空間周波数の帯域幅の減少に比例してフィルタリング操作の結果をサブサンプリングするサブサンプリング手段からなる請求項23記載の装置。

【請求項25】 前記サブサンプリング手段が2に等しいサブサンプリング係数を有することを特徴とし、前記低域フィルタが二次元ガウス分布を有する請求項24記載の装置。

【請求項26】 多重解像度レベルにおける基本明細画像と基本残余画像とを示す数学的基本関数の1セットを記憶する手段であって、前記関数が、残余画像を表す基本関数を除いて、連続する非周期関数で平均値がゼロである手段、基本画像のセットのうちの一つのオリジナル画像に対する相対的寄与を表現する明細係数、および基本残余画像のオリジナル画像に対する寄与を表す残余係数の1セットを、前記画像を変換することによって計算する手段であって、前記変換は、前記変換係数に適用された場合、オリジナル画像またはこれにごく近似した画像を戻す逆変換が存在することを特徴とする手段、前記

明細係数を、引数値が増大するにつれて徐々に減少するスロープを有する、少なくとも一つの非線形で単調に減少する奇数マッピング関数にしたがって修正して1セットの修正係数を得る手段、および前記の逆変換を、修正された明細係数と残余係数に行う手段、からなる、画像の電子表示を処理する装置。

【請求項27】 光誘導性蛍光スクリーンを誘導性放射線で走査することによって該スクリーン中に記憶されている放射線画像を読み出し、誘導時に発した光を検出し、その検出された光を電子表示に変換するセクションをさらに備えている請求項22または26記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】本発明はデジタル画像のコントラストを強化する画像コントラスト強化法と装置に関する。さらに詳しくはコンピュータ放射線撮影システムまたはコンピュータ放射線断層撮影システムのような医療用放射線撮影システムに用いる前記の方法に関する。

【0002】最終出力画像をヒトの観察者が評価しなければならない撮影システムでは、画像検知装置から得られるオリジナル画像に広い振幅の範囲内で種々の粗さの明細情報が入っている場合、問題が起こる。この状態は、大きなダイナミックレンジにわたって雑音比に対してセンサが良信号を持っているとき（コンピュータ放射線撮影またはコンピュータ放射線断層撮影の場合がそうである）に起こる。このような装置でとらえられた代表的な画像、例えばひざのコンピュータ放射線撮影画像が、フィルムハードコピー（ライトボックス上で検視される）上かまたは劣る場合でもディスプレイスクリーン上に示される場合、解剖学上の明細のコントラストは常にダイナミックレンジに対してトレードされなければならない。画像出力媒体のダイナミックレンジが制限されている場合（透明フィルムの場合500:1）より小さく、通常の可視条件下のCRTスクリーンの場合100:1より小さい）トレードオフは極端に述べれば以下のとおりである。

i) 診断上意味のある信号レベルの全ダイナミックレンジが利用しうる入力媒体のダイナミックレンジにマップされる場合、全コントラストが非常に低く、多くの薄い明細については知覚しきいレベルより小さいので観察者は見逃す。

ii) 一方オリジナルのダイナミックレンジの一部だけが出力媒体のダイナミックレンジにマップされる場合、この範囲以下の全信号レベルはすべて同じ（低い）出力レベルにマップされるので、この範囲を超えるすべてのオリジナルレベルは同じ（高い）出力レベルにマップされる。

【0003】その場合、選択されたダイナミックレベル内にレベルを持っているそれらの画像画素だけが容認できるコントラストを与えられ、一方、他の画素は輝度が均一なので全くコントラストなしで示される。

【0004】コンピュータ放射線撮影システムもしくはコンピュータ放射線断層撮影システムに接続された画像ワークステーションでは、両極端のマッピング間の所望の平衡は対話形式で選択可能であり、その機構は普通、窓／レベル設定と呼ばれている。

【0005】しかし病院のような普通の作業環境では、最適の窓／レベル平衡を選択する時間がない。したがって、問題は極めて緊急に単一の画像をフィルムもしくはモニタスクリーンに表示し、その場合、全ダイナミックレンジにわたって容認できるコントラストに関連する診断上の明細を示す必要があるということである。

【0006】この問題はディジタル放射線学の分野では広く知られている (Maack I., Neitzel U., "Optimize d Image Processing for Routine Digital Radiography", Proceedings International Symposium CAR '91, 109 頁 Springer Verlag 参照)。

【0007】同様の問題が現像・焼付およびプリプレスの分野に存在する。この分野ではラチチュードの広いフィルムまたは走査システムから得られた画像は、複写媒体のラチチュードがはるかに小さいにもかかわらず、全密度範囲にわたって良好なコントラストで紙に焼付けしなければならない。

【0008】この目的を達成するために、一般的に知られている方法のアンシャープマスキング (unsharp mask ing)、適応的ヒストグラム平衡化 (adaptive histogram equalisation) およびこれらの一般的方法の多くの変形のような多くの試みがなされてきたが、すべて、アーチファクト (artifact) と呼ばれるゴースト明細が、重要な信号レベルの遷移の近くで生成するという欠点がある程度あり、これは例えば画像における骨／軟組織の境界で起こる。これらのアーチファクトは重大な問題を起こす。というのは、アーチファクトは正常な放射線写真中に病的な徴候を暗示する場合があるか、または他の場合には、このようなアーチファクトは微妙な病変を隠すときがある。これらのアーチファクトの診断に対する有害な作用は文献に十分に記載されている (Rehm K., Dallas W.I., "Artifact Suppression in Digital Chest Radiographs Enhanced With Adaptive Histogram Equalization", Proceedings of SPIE, 1092 巻 Medical Imaging III, 294-296頁 1989年 International Society for Optical Engineering, Bellingham; Oestmann I.W., Prokop M., Schaefer C.M., Galanski M., "Artifacts in Digital Storage Phosphor Radiography", Proceedings International Symposium CAR '91 125 頁 Springer Verlag; Bick U., Wiesmann W., Lenz H., Fiebich M., Von Lengerke H.-J., Peters P.E., "Utilizing digital luminescence radiography in pediatric radiology: a report of initial experience", Electromedica, 59 巻 1号 30頁 1991年)。

【0009】これらのコントラスト強化法の他の問題

は、摺動式ローカルオペレータを使うことに基いているが、オペレータの大きさの選択に関連するものである。小さなオペレータの大きさすなわちごく少数の画素の直径を選んだ場合はごく小さな明細だけが強化される。オペレータの大きさが大きい場合は、異なる尺度の明細の圧縮 (同様に重要である) を犠牲にして大きな明細が強化される。特異的な放射線撮影試験症例にオペレータの大きさを適応させることは実施できるときもあるが多くの症例では、診断明細は同じ画像内 (非常に近似した画像内でも) で異なった尺度で起こる。この症例では、微調整を試みても結果は不満足のままである。アンシャープマスキングに対して調整する最適パラメータについての多くの試験研究によってこれは重大な問題であることが確認されている (Prokop M., Schaefer C., Oestmann J.W., Meschede A., Reichelt S., Galanski M., "Optimal Parameters for unsharp Mask Filtering in Digital Chest Radiographs", Proceedings International Symposium CAR '91 149-154頁 Springer Verlag; Prokop M., Galanski M., Oestmann J.W., Von Falkenhausen U., Rosenthal H., Reimer P., Nischelsky J., Reichelt S. "Storage Phosphor versus Screen-Film Radiography: Effect of varying Exposure Parameters and Unsharp Mask Filtering on the Detectability of Cortical Bone Detects", Radiology, 177巻 1号 109-113 頁 1990年10月)。

【0010】ディジタル画像処理の分野で、多重解像度計算 (multiresolution computation) の新規な例が過去10年間に出現した。これはピラミッド形画像処理と呼ばれるときもある。この概念によれば、多数のセットの処理パラメータが使用された広範囲のディジタルサイズに調整される。この基本的な概念と、ピラミッド形の分解の効率的実施法が、次の文献すなわち、Burt P.J., "Fast Filter Transforms for Image Processing", Computer Graphics and Image Processing, 16 巻 20-51 頁 1981年; Crowley J.L., Stern R.M., "Fast Computation of the Difference of Low-Pass Transform", IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 6 巻 2号 1984年3月に記載されている。他の多重解像度の報告としては、Mallat S.G., "A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation", IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 11巻 7号 1989年7月; Ebrahimi T., Kunt M., "Image compression by Gabor Expansion", Optical Engineering, 30 巻 7号 873-880 頁 1991年7月がある。

【0011】現在まで、この種の画像処理技術の主要目的は画像の圧縮であった (Arbeiter J. H., "Multidimensional video image processing architecture", Optical Engineering, 25 巻、7号、875-880 頁 1986年7月; Adelson E.H., Simoncelli; E. および Hingoran;

R., "Orthogonal pyramid transforms for image coding", Proceedings of SPIE, 845巻 50-58 頁 1987年 International society for Optical Engineering, Bellingham)。

【0012】他の用途には、多重解像度画像セグメンテーション、画像補間、および特異的周波数応答によるフィルタ合成がある (Lifshit, L.M., Pizer S.M., "A Multiresolution Hierarchical Approach to Image Segmentation Based on Intensity Extrema", IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence 12巻 6号、529-540 頁 1990年 6月; Szeliski R., "Fast Surface Interpolation Using Hierarchical Basis Functions", IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12巻 6号 513-528 頁 1990年 6月; Ranganath S., "Image Filtering Using Multiresolution Representations", IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13巻 5号 426-440 頁 1991年 5月)。

【0013】本発明の主な目的は、ダイナミックレンジを拡大することなく、信号レベルの全レンジにわたってデジタル画像のコントラストを改善する方法を提供することである。

【0014】本発明の他の目的は、低振幅の明細のコントラストを下げることなくダイナミックレンジを小さくする方法を提供し、その結果、信号レベルの全範囲を、容認できるコントラストでディスプレイ上に目視可能にすることができるかまたは記録フィルムに記録することができるようにすることである。

【0015】本発明の他の目的は、特別な明細の大きさの範囲を優先することなくコントラストを強化する方法を提供することである。本発明の他の目的は、アンシャープマスキングまたは適応的ヒストグラム平衡化に関連する方法に特有の、重要な画像遷移の近傍でアーチファクトを生成することなくコントラストを高める方法を提供することである。

【0016】本発明のさらに他の目的は、雑音成分を著しく増やすことなくコントラストを強化する方法を提供することである。本発明のさらに他の目的は鋭さ (Sharpness) を増大させながらコントラストを強化する方法を提供することである。

【0017】本発明のさらに別の目的は上記特徴を有しコントラストを強化する装置を提供することである。

【0018】本発明の発明者らは、画素値の配列で表された画像を処理することにより画像のコントラストを強化する方法において、(a) 前記オリジナル画像を、多重解像度レベルにおける一連の明細画像と、前記多重解像度レベルの最小よりも引く解像度レベルにおける残余画像とに分解し、(b) 前記の明細画像の画素値を引数値が増大するにつれて徐々に減少するスロープを有する少なくとも一つの非線形で単調に増大する奇数変換関

数にしたがって修正して、1セットの修正された明細画像の画素値を得て、(c) 前記残余画像と前記の修正された明細画像に再構成アルゴリズムを適用することによって前記の処理された画像を計算することからなり、この再構成アルゴリズムはもしこれが修正なしで残余画像と明細画像に適用されたならば前記オリジナル画像またはこれとごく近似した画像が得られるであろうアルゴリズムである。ステップからなる画像のコントラストを強化する方法を適用することによって、上記目的は満たされることを見出した。

【0019】前記分解は、前記オリジナル画像の各画素値が前記各明細画像の対応する画素値によって増加された前記残余画像の対応する画素値の合計画素値に等しくなるように実施され、それらの画素の数がオリジナル画像の画素の数に等しくない場合は、前記の残余画像と明細画像を適正な補間によってオリジナル画像に一致させ、その結果、i) あらゆる明細画像の全画素値の平均値がゼロになり; ii) あらゆる明細画像の空間周波数が特定の周波数帯域に限定され、前記周波数帯域が、前記離散明細画像の基本的周波数周期のスペクトルエネルギーのほとんどすべて (約90%) を含有する空間周波数ドメイン中の圧縮領域として定義され、前記明細画像が前記オリジナル画像よりもっている画素が少ない場合、オリジナルの空間周波数の尺度に調節され; iii) 両方の空間周波数の軸にそって、1画素当たり $-\pi$ から π のラジアンまでの範囲の全空間周波数ドメインが、分解の過程内にあるとみなされたすべての前記明細画像に関連する前記空間周波数帯域でカバーされる方式で、あらゆる明細画像が異なる空間周波数帯域に対応し; iv) 前記明細画像の一つと関連する各空間周波数帯域が、他の明細画像と関連する周波数帯域に完全に含まれることはなく、近傍の周波数帯域と部分的に重複することがあり; v) 各明細画像内の画素の数が少なくとも折り返しを避けるために、ナイキストサンプリング基準によって要求される画素の数であり; vi) 前記空間周波数帯域の少なくとも二つが前記分解の過程内にあるとみなされる。

【0020】処理された画像は、残余画像の対応する画素値で増加された全修正明細画像の画素合計として計算され、前記の残余画像と明細画像は、これらの画像の画素の数がオリジナル画像の画素の数に等しくない場合、適切な補間によって一致させる。

【0021】本発明の目的は、さらに以下のステップからなる本発明の処理方法の別の実施態様によって達成することができる。すなわち、a) 前記オリジナル画像を、これを変換することによって、多重解像度レベルにおける予め決められた基本明細画像と、残余基本画像との重み付け合計に分解し、前記変換によって、前記明細画像を表す1セットの基本関数のうちの一つのオリジナル画像に対する相対的寄与を各々表現する明細係数、および前記基本残余画像を表す基本関数のオリジナル画像

に対する相対的寄与を示す残余係数の1セットが得られ、前記基本関数が基本残余画像を表す基本関数を除いて、連続する非周期関数であり、かつ平均値がゼロであり、前記変換は、前記変換係数に適用される場合、オリジナル画像またはこれに近似した画像を戻す逆変換が存在することを特徴とし、b) 絶対引数値が増大するにつれて徐々に減少するスロープを有する少なくとも一つの非線形で単調に増大する奇数マッピング関数(奇数写像関数)によって明細係数を修正し、前記関数によって1セットの修正変換係数が得られ、c) 修正された明細係数および残余係数に前記の逆変換を適用することによって前記処理された画像を計算する、ステップからなる処理方法である。

【0022】この実施態様によれば、前記分解の結果、前記オリジナル画像内の各画素の値は、関連する明細係数を掛け算された前記基本明細画像中の対応する画素値のすべての合計に等しくなり、前記合計はさらに関連する残余係数を掛け算された前記基本残余画像の対応する画素値によって増加され、および分解の結果、前記の予め決められた基本明細画像の完全なセットが、全く同じ大きさの空間範囲を有する基本明細画像のサブセットに分割される場合、前記空間範囲が前記基本明細画像の全信号エネルギーを含むコンパクト画素と定義され、前記コンパクトドメインの外側の全画素がゼロ値を有し、予め決められた基本明細画像が前記のように分割された結果、i) あらゆる前記基本明細画像の全画素値の平均値がゼロになり; ii) あらゆる前記サブセットが前記オリジナル画像の全ドメインをカバーし、すなわち、前記オリジナルドメイン内のあらゆる画素について、あらゆる前記サブセット内に、空間範囲が前記画素と重複する少なくとも一つの基本明細画像があり、iii) 特定のサブセットに属する前記基本明細画像がすべて、同じ空間周波数帯域に制限され、前記周波数帯域が、前記基本明細画像の基本周波数の周期のスペクトルエネルギーのほとんどすべて(約90%)を含む空間周波数ドメイン中のコンパクト領域として定義され、iv) 両空間周波数軸に沿って $-\pi \sim \pi$ のラジアン/画素の範囲にある全空間周波数帯域が、分解中であるとみなされた前記サブセットのすべてに関連する前記空間周波数帯域でカバーされるように、あらゆる前記サブセットが異なる空間周波数帯域に対応し、v) 前記サブセットの一つと関連する各空間周波数帯域が、他の前記サブセットに関連する周波数帯域に完全に含まれることなく、部分的に近傍の帯域と重複してもよく; vi) 少なくとも二つの好ましくは3以上の前記空間周波数帯域が前記分解の過程にあるとみなされる。

【0023】本発明はさらに、電子画像表示について、本発明のコントラスト強化法を実施するための処理装置を開示する。その処理された画像はハードコピー記録、またはモニターのディスプレイによって目視できるよう

になる。

【0024】電子画像表示は、捕そく装置または捕そくセクションによって一般に得られる。この場合、処理セクションでは、前記画像表は、多重解像度レベルにおける明細画像と、より低い解像度レベルにおける残余画像とに分解されて、これらの明細画像は修正され、処理された画像は再構成アルゴリズムによって計算される。次いで、処理された画像は出力セクションもしくは出力装置に適用することができる。

【0025】上記の捕そくセクションは画像の電子表示が得られるいずれの装置もしくはその部品でもよい。医療分野で利用する場合、捕そく装置は、画像の電子表示が直接得られる例えば医療用走査機、断層撮影装置、画像増強管などのような装置、あるいは画像の電子表示が放射線撮影フィルムまたは光誘導式蛍光スクリーンのような記憶器具の仲介によって得られる装置であってもよい。

【0026】出力セクションはレーザ印字装置または感熱印字装置などのようなハードコピー記録装置であってもよく、あるいはモニタのような視覚表示装置であってもよい。

【0027】本発明の画像処理方法は、光誘導式蛍光スクリーンの画像読出しを再生もしくは表示するのに、システムのダイナミックレンジを拡大することなく、信号レベルの全範囲にわたって、ディジタル画像のコントラストを改善するのを目的として開発されたのである。その上に、この方法は放射線治療でコントラストを改善するのに用いると非常に有効である。

【0028】本発明の装置に関するその他の詳細事項と、本発明のコントラスト強化法の異なる実施態様を図面を参照して以下に説明する。

【0029】本発明の装置の簡易ブロック図を図1に示す。画像捕そく装置1は、CCD センサ、ビデオカメラもしくは画像走査機のような画像センサの出力信号をサンプリングすることによってディジタル画像を捕そくし、画像増強管が、ディジタル画像を、生の画像もしくはオリジナル画像2と呼ばれ一般に8~12のビット長の画素値を有する画素値の配列に、A/D変換器を用いて量子化し、所望によりその画素値をメモリに一時的に記憶し、次にそのディジタル画像2を画像強化装置3に伝送し、この強化装置3において、画像のコントラストが本発明によって適応的に強化され、次に強化された画像4がコントラスト曲線によって画素値を修正する表示マッピングセクション5に伝送され、その結果、処理された画像6が、透明フィルムもしくは紙上にハードコピーを作ったりまたはディスプレイスクリーン(CRT)上に目視可能な画像を作る画像出力器7に目視できるようにされるときに、関連する画像情報が最適の方法で提供される。

【0030】画像捕そく装置1の好ましい実施態様を図

【0040】階層分解法と呼ばれる上記の分解法と再構成法のさらに詳細な内容は、“Multiresolution Image Processing and Analysis”, A. Rosenfeld編集, Springer Series in Information Sciences, Springer Verlag 10～14頁に記載されている。光誘導式蛍光スクリーンの放射線画像読み出しの再生の画像品質はさらに、ある解像度レベルで、平均近似値の関数として明細情報の寄与を高めるかまたは抑制することによって改善することができる。さらに具体的に述べると、明細情報の寄与は、比較的明るい画像領域で減少し、比較的暗い領域で高められる。この方法によれば、雑音の妨害作用が画像再生の鋭さの全効果を減らすことなく小さくなる。というのは明るい領域における雑音の知覚が、放射線写真の暗い領域より明るい領域の方が一般に顕著だからである。この目的を達成するために、先に述べられた実施態様は、下記の実施態様のうちの一つによって修正される。

【0041】この手段の第1の実施態様を図7に示す。再構成操作の最後の（好ましくは2もしくは3の）段階において、修正された明細画像 b'_i には、前のより粗い分解度レベルから補間され部分的に再構成された画像の対応する画素に探索表 $53'' \dots 53''''$ を適用によって得られる係数を画素毎に掛け算される。探索表 $53'' \dots 52''''$ によって実施されたマッピングによって、得られた係数値は比較的小さな横座標値（一部が再構成された画像中の明るい画素に対応する）の場合、1より小さくなり、比較的大きな横軸値（暗い方の画素に対応する）の場合1より大きくなる。掛け算器 $54'' \dots 54''''$ によって、上記のようにして得られた係数を修正された明細画像 b'_i の画素に掛け算した後、得られた画素は、その段階で先に記載されたのと同じしかたで部分的に再構成された画像の画素に加えられる。この操作は強化された画像4が得られるまで反復される。図7の例では、この方法は最も微細な二つの分解度レベルのみ適用されている。

【0042】本発明はさらに、この輝度依存式コントラスト強化法の第2の実施態様を提供するものである。この方法は計算時間が短くなるので好ましい。この実施態様を図8に示す。

【0043】再構成操作中、得られた画像より一般に2もしくは3オクターブ粗い中間の解像度レベルで部分的に再構成された画像は、徐々に減少するスロープを有し単調に増大する変換曲線、例えば下記の冪関数によって変換される。

$$\text{冪関数 } y = X_{\max} * (X/X_{\max})^{p_0} \quad 0 \leq X \leq X_{\max},$$

$$\text{冪の値 } 0 < p_0 < 1 \quad \text{一般に } p_0 = 0.25$$

【0044】次に再構成操作は、現在の解像度レベルにおいて明細画像の画素毎の添加と次の微細レベルへの画像の大きさへの補間によって続けられる。これは、標準の大きさの再構成された画像が得られるまで、先に記載したしかたで繰返される。得られた画像は、最終的に、上記変換曲線の逆関数の曲線によって変換される。この逆関数は与えられた実施例に対して同種の冪関数であるが冪値は $p_0 = 1/0.25 = 4$ である。

【0045】部分的に再構成された画像を非線形変換し、再構成した後逆変換することによって、特に、特定の中間の解像度レベルで累積された画素値に関する微細明細の相対的重要度が前記の累積された画素値の関数として修正される。この累積された画素値の関数は最後の再構成された画像の対応する位置の輝度を示す（前記の中間の画像は最終画像の低解像度レベル近似画像だからである）。逆変換によって、全階調が変化せずに残ることが保証される。すなわち、順変換の後に加えられた微細な明細画像がすべてゼロの場合、順変換と逆変換の組合さった効果はない。その結果、明るい画像領域におけ

る微細明細のコントラスト（および雑音）は、暗い画像領域における類似の振幅の明細コントラストについては低下する。

【0046】図8の方法では、上記の順変換が、現画像の大きさへの補間を行った後、近似画像に用いられているが、前記の順変換が補間を行う前に、近似画像に用いられた場合も同じ目的が達成される。上記の順変換と逆変換は、通常、探索表（それぞれ55と56）によって実施される。逆変換の探索表は、計算時間を減らすために、ソフトコピーまたはハードコピーの再生時に得られる密度値に信号値をマッピングする探索表と併せさせてもよい。

【0047】図9と図10はそれぞれ、分解操作と対応する再構成操作の第2の実施態様を示す。オリジナル画像が低域フィルタ44によってフィルタされ、オリジナル画像の低解像度レベル近似画像 g_1 が得られる。最も微細なレベルにおける明細画像 b_0 は、オリジナル画像から低解像度レベル近似画像 g_1 を画素毎に引き算することによって得られる。同じ操作が、オリジナル画像2の代わりに低解像度レベル近似画像 g_1 について、低域フィルタ44'を用いて繰返されるが、このフィルタは帯域幅が第1の反復操作で用いた低域フィルタより小さい。結果はさらに低い解像度レベルの近似画像 g_2 と明細画像 b_1 である。

【0048】一連の明細画像 b_i （ $i = 0 \dots L-1$ ）と残余の低解像度レベル近似画像 g_L は、帯域幅を減少させながら低域フィルタ L_i を用いて、上記操作をL回反復することによって得られる。好ましい実施態様において、帯域幅は反復する毎に $1/2$ に減少させるが、この減少の比率は他の比率でもよい。フィルタ係数カーネルの列と行を逐次2倍にし、ゼロ列をあらゆる他の列に挿入し、およびゼロ行をあらゆる他の行に挿入することによって、帯域幅を系統的に1オクターブ減らした1セットの低域フィルタ L_i が、最も微細な解像度レベルでフィルタ L_0 から容易に得られる。この実施態様は、計算する場合、効率的である。というのは、ゼロ係数との掛け算のすべておよび次の加算を省略することができるからである。

【0049】この第2の好ましい実施態様の再構成操作を図10に示す。得られた画像4は、すべての明細画像 b'_i （ $i = 0 \dots L-1$ ）を残余画像 g_L に画素毎に加算することによって簡単に得られる。この操作が未修正の明細画像 $b_{L-1} \dots b_0$ から出発して行われると、オリジナル画像2が得られる。一方明細画像が本発明の知見によって再構成の前に修正されるとコントラストを強化された画像が得られる。上記実施態様は、帯域幅が、続く分解段階毎に減少するので多重解像度レベルとして特徴があるが、したがって画素の数が減らないのでそれはピラミッド形ではない。しかしこの問題は、コントラスト強化性能には影響しない。上記分解法の一つによって得

られた各明細画像 b_i は、空間周波数の特定の帯域に対応する、特定スケールのオリジナル画像に含まれている明細情報を示す。

【0050】図11の(a)は、空間周波数の座標軸の一方にそって低域フィルタ L_1 の伝達関数の2乗されたモジュラスの一次元グラフを示す。遮断周波数は、続くフィルタ毎に $1/2$ になる。 $\sqrt{2}$ のような他の減少因子は同様に作動するが、その実行は、特に画素の数が、解像度が減少するあらゆる次の段階によって減少する場合、一層複雑である。逐次下る解像度レベルでの二つの低域フィルタの引き算に対応する、帯域フィルタの伝達関数の2乗されたモジュラスを図11の(b)に示

$$f(k, l) = \sum_{j=0}^{M-1} \sum_{i=0}^{M-1} w(i, j) h_i(k) h_j(l)$$

(式中 $f(k, l)$ はオリジナル画像の関数、 $h_i(k)$ と $h_j(l)$ はそれぞれ、各画

像座標軸の一次元基本関数、および $w(i, j)$ は重み付け係数)

【0052】個々の積は各々(数2参照)は、画素座標 (k, l) を有する基本画像とみなることができる。基本関数の予め決められたセットに対応する重み付け係数の最初二乗誤差法解のマトリックスは特異値分解の公知の方法を用いて計算される。この方法によれば重み付け係数マトリックス W は連結マトリックスの積として表わすことができる(数3参照)。特異値分解の原理は、Wilkinson J. H., Reinsch, "Hand-book for automatic computation", 2巻、Linear Algebra, Springer Verl

す。伝達関数は実質的に重複しているが、その各々は空間周波数帯域に明らかに対応している。

【0051】分解操作と再構成操作の第3の実施態様は次のとおりである。分解操作はオリジナル画像が、基本画像の画素毎の合計として最小二乗誤差法で近似されるような、重み付け係数マトリックスを見つけることで構成されており、各基本画像には適切な重み付け係数が掛け算される。好ましい実施態様では、基本画像は、各座標軸にそった二つの一次元基本関数の積と定義される(数1参照)。

【数1】

ag に記載されている。特異値分解を数字で有効に実行するためのアルゴリズムは、the NAG library, Numerical Analysis Group, Mayfield House、英国、オックスホード OX27BEバンバリー・ロード256から入手できる。

【数2】

$$h_i(k) h_j(l)$$

【数3】

$$W = VDU^T F UDV^T$$

(式中)

$$W = \begin{bmatrix} w(0,0) & \dots & w(0,M-1) \\ \vdots & & \vdots \\ w(M-1,0) & \dots & w(M-1,M-1) \end{bmatrix}$$

W は得られた重み付け係数マトリックス、

$$F = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,N-1) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ f(N-1,0) & f(N-1,1) & \dots & f(N-1,N-1) \end{bmatrix}$$

F は NXN画素で構成されたオリジナル画像のマトリックス表示、

$$D = \begin{bmatrix} 1/\lambda_0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1/\lambda_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & 1/\lambda_{M-1} \end{bmatrix}$$

U, V および D がマトリックスの特異値分解によって得られる場合、

$$H = \begin{bmatrix} h_0(0) & \dots & h_{M-1}(0) \\ \vdots & & \vdots \\ h_0(N-1) & \dots & h_{M-1}(N-1) \end{bmatrix}$$

(式中すべての列ベクトルは基本関数の一つのサンプルを示す)、その結果

$$H = U \begin{bmatrix} \lambda_0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \lambda_1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & \lambda_{M-1} \end{bmatrix} V^T$$

(式中U の列は HH^T の正規化固有ベクトル、

V の行は H^TH の固有のベクトル、および λ_i は下降オーダーの H の特異値)

。対角マトリックス D は逆数特異値 $1/\lambda_i$ で構成されている。

【0053】本発明の知見による好ましい実施態様において、基本関数 h_i のセットは、あらゆる局限定された画像明細がごく少数の重み付け係数 $w(i, j)$ に寄与するように、全スケールでおよびオリジナル画像のどの位置でも局所明細を示すために選択しなければならない。このことは、基本関数は、限定された隣接横軸範囲内にのみ非ゼロ値をもっていなければならない、この範囲の大きさは、前記基本関数が示すスケールによってきまることを意味する。このことから、フーリエ変換に用いられる周期基本関数は本発明に対しては適合していない。さらに、基本関数は、自然の明細を示すために、アダマール変換またはハール変換に用いられるような基本関数を除外する円滑な挙動をもっていなければならない。本発明について非常に有効に明細を示す一群の基本関数はいわゆるウェーブレット (Wave-let) である。この範疇の関数の説明は、Mallat S.G., "A Theory for Multiresolution

n Signal Decomposition: The Wavelet Representation", IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 11巻、7号、1989年7月に記載されている。NXN画素、 $N=2^P$ で構成されている画像については、H が NXN 直交マトリックス、全特異値が非ゼロ及びマトリックス D の対角要素が有限であるような N 直交ウェーブレット基本関数を見出すことができる。

【0054】ウェーブレット分解に基づいた後者の好ましい実施態様では、再構成は逐次マトリックス乗法で行われる (数4参照)。

【数4】

$$F = HWT^T$$

【0055】再構成が未修正の明細重み付け係数マトリックス W から出発して行われる場合、オリジナル画像 2 が得られる。一方明細重み付け係数が、本発明の知見によって再構成を行う前に修正されると、コントラストが

強化された画像が得られる。

【0056】本発明の知見によってピラミッド形直交基本関数を用いて行う分解と再構成のさらに他の実施態様は、直角ミラーフィルタの使用に基づいたものである。この多重解像度分解法は、Adelson E.H., Simoncelli E. および Hingorani R., "Orthogonal pyramid transforms for image coding", Proceedings of SPIE, 845 巻、50〜58頁、1987年、International Society for Optical Engineering, Bellingham に記載されている。

【0057】直交分解に基づいた上記実施態様によって、オリジナル画像の正確な再構成は、オリジナル画像のライン中にある画素と同数の基本関数で実施できる。このことは、これらの分解は非重複的であることを意味する。しかし本発明の範囲内では、正確な再構成は、厳格な必要条件ではない。というのは分解から得られる重み付け係数はどこかで修正されるからである。

【0058】特異値分解法を上記のマトリックスHに適用して一つ以上のゼロまたはゼロに近い特異値が得られた場合、このことは、マトリックスHを構成する選択された基本関数は独立関数ではないことを意味する。その場合、ゼロもしくはゼロに近い特異値に対応するマトリックスDの非常に大きいかまたは無限の対角要素が明らかにゼロに設定される。その重み付け係数のマトリックス中の対応する列と行はすべてゼロで構成されている。

【0059】次に、再構成は、逐次マトリックス乗法（数5参照）によって達成できる。式中、重み付け係数マトリックス W' は、ゼロの列とゼロの行をすべてドロップさせることによってWから得られ、 H' はH中の対応する列をドロップさせて得られる。再構成が、明細重み付け係数マトリックス W' を修正せずに行われた場合は、オリジナル画像2の最小二乗法近似の画像が得られる。一方明細重み付け係数が、本発明の知見に基づいて、再構成を行う前に修正された場合コントラストを強化された画像が得られる。本発明のさらに好ましい実施態様によれば、多重解像度スケールで局部明細を充分に示す一群の非直交基本関数はピラミッド形のガボール関数である（数6参照）。本発明の発明者らの好ましい実施態様によれば、上記式中のN値はオリジナル画像の列または行の大きさに等しいように選択され、N値は好ましくは2の累乗値より1少ない（数7参照）。解像度レベルの数はそのときPに等しい；すなわち $S=0 \dots P-1$ であり、基本関数Mの合計数はそのとき（数8）で与えられる数に等しい。分解と再構成は（数9）で与えられる指数iとjを用いて、上記のようにして行われる。

【数5】

$$F = H' W' H'^T$$

【数6】

$$h_{0,0}(k) = g_N(k)$$

$$h_{0,1}(k) = g_N(k) \exp\left(j \frac{2\pi}{N} k\right)$$

$$h_{m,s}(k) = g_{N/M_s}\left(k - m \frac{N}{M_s}\right) \exp\left(j \frac{\pi}{N} (3M_s - 1) k\right)$$

(式中、 $h_{0,0}$ は最も粗い解像度レベルにおける(シングル)ガボール関数を示す。

$h_{m,s}$ は解像度レベル S および $m=0 \dots M_s-1$ におけるガボール関数を示す。

$g_N(k)$ は標準偏差が N のゼロ平均ガウス分布関数であり、

$$g_N(k) = \exp\left(-\pi(k/N)^2\right)$$

$$j = -1$$

M_s はあらゆる解像度レベル s におけるガボール関数の数である。

$$s = 0 \text{ の場合 } M_s = 1$$

$$s = 0 \text{ の場合 } M_s = 2^{s-1}$$

【数7】

$$N = 2^{p-1}$$

$$M = M_0 + M_1 + \dots + M_{p-1} = 2^p = N + 1$$

【数9】

【数8】

$$i = 0 \quad S = 0$$

$$i = 2^{s-1} + m \quad s \neq 0 \quad i = 0 \dots M-1$$

および j については同じ (j は指数である)

【0060】水平軸と垂直軸それぞれにそった基本関数の全体毎の積 $h_i(k) * h_j(l)$ は、 $h_0(k) * h_0(l)$ を除いて、本発明の範囲内の基本明細画像であると考えられ、 $h_0(k) * h_0(l)$ は、非ゼロの平均値を有する基本残余像であると考えられる。これらの関数のガウス包絡線は限定された空間範囲を保証するが、この空間範囲は本発明にとって必要であり、その大きさはスケールによってきまり、その結果、解像度レベルの全範囲がカバーされる。図12は、これらの基本関数の冪スペクトルを示し、これらはすべてガウス分布を示し、各々異なるオクターブの空間周波数をほぼカバーしている。

【0061】図3によれば、本発明の知見による修正セ

クション32の好ましい実施態様は、明細画像31と残余画像31'を一時的に記憶するメモリ61'および各明細画像のあらゆる画素値 X を、下記関数：

$$y = -m^* (-x/m)^p \quad x < 0 \text{ の場合}$$

$$y = m^* (x/m)^p \quad x \leq 0 \text{ の場合}$$

(式中冪 p は $0 < p < 1$ の間、好ましくは $0.5 < p < 0.9$ の間から選択される) によって、出力値 y に変換する探索表62で構成されている。放射線撮影者のチームが計算した胸部と骨の多数の放射線撮影を比較評価した結果、ほとんどの場合 $P = 0.7$ が最適値であることを示した。 m は横座標の範囲を示し、 $-m \leq x \leq m$ であり、例えば明細画素が付号付きの13ビットで表わされ

る場合 $m=4095$ である。

【0062】上記関数のグラフを図13に示す。使用された分解法によってきまる場合、各明細画像の画素またはさもなければ上記分解法の一つから得た明細重み付け係数は、上記関数によって変換され、次いで振幅が低いすべての明細は、最初から良好なコントラストを有する画像明細に対応して高められる。この点については、上記の冪関数は非常にうまく機能することを証明したが、単調に増大する奇数マッピング関数の無限の変化が薄い明細を強化することを見出すことができることは明らかである。主な必要条件は、前記マッピング関数のスロープが、小さい明細画像の画素値もしくは係数値に対応する引数値の領域内の方が、大きな明細画素もしくは係数値の領域内の場合よりも急勾配であるということである。

【0063】別の実施態様において、過剰の雑音増幅は下記の合成マッピング関数：

$$\begin{aligned} y &= -m^* (-x/m)^{p2} & -m \leq x < -c \text{ の場合} \\ y &= -m^* (c/m)^{p2} * (-x/c)^{p1} & -c \leq x < 0 \text{ の場合} \\ y &= m^* (c/m)^{p2} * (x/c)^{p1} & 0 \leq x < c \text{ の場合} \\ y &= m^* (x/m)^{p2} & c \leq x \leq m \text{ の場合} \end{aligned}$$

〔式中冪 $p2$ は $0 < p2 < 1$ の間、好ましくは $0.5 < p2 < 0.9$ の間で選択され最も好ましくは $p2=0.7$ であり（但し $p2$ の好ましい値は放射線撮影試験の種類によってきまる）、冪 $p1$ は $p2$ より小さいことはなくすなわち $p1 \geq p2$ であり、交差横軸 c が冪関数間の転移点を指定して $0 < c < m$ であり、および好ましくは c は m に対して非常に小さく；ならびに m は横軸の範囲を示すすなわち $-m \leq x \leq m$ である〕を使用することによって回避することができる。上記関数のグラフを図14に示す。

【0064】冪 $p2$ を減少させると薄い明細のコントラストをさらに強化できるが、同時に、雑音要素も増幅される。雑音の増幅は、 $p2$ より大きい冪値 $p1$ 好ましくは 1.0 を選択することによって制限することができ、その結果、マッピング関数のスロープは、間隔 $-C \cdots C$ 中の非常に小さな横座標軸の範囲に対して極端に急勾配ではない。理想的には、交差横座標 C は、好ましくは $1 \sim 2$ の比例定数で雑音成分の標準偏差に（相加性雑音を仮定して）に比例すべきである。その場合、大部分の雑音信号とともに、雑音にうずもれた最低振幅の明細は、冪 $p1$ によって制御された関数部分のスロープによって、中位に増幅されるだけであり、一方雑音レベルを丁度越える明細信号が、冪 $p2$ によって制御された関数部分のスロープによってはるかに大きく増幅される。後者の関数部分のスロープが減少すると、雑音レベル上の薄い明細は高振幅の明細に対応して確実に高められる。

【0065】この点について、上記の合成冪関数は、非常にうまく実行することを証明したが、雑音を過剰なレベルまで高めることなく薄い明細を強化する、無限の種

類の単調に増大する奇数マッピング関数を見つけることができることは明らかである。主な必要条件は、前記マッピング関数のスロープが、小さい明細画像画素値または係数値に対応する引数値のサブレンジ内の方が、大部分が雑音に対応している非常に小さい明細画素もしくは係数値のサブレンジまたはより大きな明細値の範囲内よりも勾配が急であることである。

【0066】分解の全明細画像が上記の方法の一つによって同じマッピングを使って修正されると、すべてのスクールを越える均一な強化が得られる。わずかに修正された実施態様において、異なるマッピング関数が、例えば上記マッピング関数のひとつに解像度レベル依存性係数を掛け算することによって、各解像度レベルで使われる場合、最も微細な解像度レベルに対応する係数を、他の係数より実質的に高い値に設定することによって鋭さを増大させることができる。すなわち

$$y = A_i * F(x) \quad i = 0 \cdots L-1$$

（式中 $F(x)$ は上記マッピング関数の一つ、 L は解像度レベルの数、および A_i はレベル依存性係数、例えば $1 \leq i \leq L-1$ の場合、 $A_0 > 1$ および $A_L = 1$ ）。

【0067】明細画像は、最低の解像度明細画像から出発して最も微細なレベルまで修正され、これは、明細画像が再構成操作の過程で必要とする順序である。

【0068】明細画像が上記方法の一つによって修正され、次に上記再構成の方法の一つによって先に記載された再構成セクションに累積される場合、得られた信号のダイナミックレンジは通常オリジナルのレンジを越える。それ故に得られた画像信号は結局、オリジナル画像信号のダイナミックレンジにまたは更に小さなレンジに小さくされる。前者の場合、薄い明細のコントラストはオリジナル画像と比べて改善された知覚性を示し、後者の場合、同じ知覚性レベルには、本発明の知見によってより小さいダイナミックレンジで到達する。好ましい実施態様では、ダイナミックレンジの上記の減少は探索表によって達成され、この探索表は、前記再構成された画像信号を、所望のスクリーン輝度もしくはフィルム密度を示す出力信号にマップしている。そのマッピングは、所望の階調によって、単調で直線もしくは曲線でもよい。

【0069】一例として、図15の(a)は1本の線のオリジナル画像2を示し、図15の(b)は第1実施態様の分解と再構成および第1実施態様の明細修正によって強化されて得られて画像4の対応する線を示す。明らかに、薄い明細は、本発明の知見によって、全ダイナミックレンジを増大することなく、および急勾配の端縁の近く（例えば右の画像の境界の近く）にオーバシュートもしくは他のアーチファクトを生じることなく、高振幅の信号の変動に対して強化されている。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の装置を示すブロック図である。

【図２】画像捕そく装置の特定の実施態様を示す概略説明図である。

【図３】コントラスト強化方法の各種のステップを示すブロック図である。

【図４】本発明による方法の分解ステップを実施する一つの方式を示す図である。

【図５】再構成アルゴリズムの実施態様を示す図である。

【図６】ガウスフィルタの一例の係数を示す図である。

【図７】再構成のステップの修正された実施態様を示す図である。

【図８】最構成のステップの修正された他の実施態様を示す図である。

【図９】分解ステップの他の実施態様を示す図である。

【図１０】対応する再構成アルゴリズムを示す図である。

【図１１】図１１の（ａ）は、空間周波数を座標軸の一つにそって帯域幅を減少させた一連の低域フィルタの伝達関数の二乗モジュラスの一次元グラフであり、図１１の（ｂ）は、逐次低解像度における二つの低域フィルタ伝達関数の減算に対応する帯域フィルタ伝達関数の二乗モジュラスのグラフである。

【図１２】ピラミッド型ガボール関数の冪スペクトルのグラフである。

【図１３】本発明の方法に用いることができる特定修正関数のグラフである。

【図１４】別の修正関数のグラフである。

【図１５】図１５の（ａ）は１実施例のオリジナル画像の一つの線のグラフであり、図１５の（ｂ）はコントラストを強化された画像の対応する線のグラフである。

【符号の説明】

１ 画像捕そく装置

２ デジタル画像信号

３ 画像強化装置

４ 強化された画像の信号

５ マッピングセクション

６ 処理された画像

７ 出力装置

１０ X線源

１１ 対象物

１２ カセット

１３ 光誘導性蛍光スクリーン

１４ レーザ

１５ 検流式偏向器

１６ 集光器

１７ 光電子増倍管

１８ サンプルホールド回路

１９ A/D変換器

３０ 分解セクション

３１ 明細画像

３１' 残余画像

３２ 修正セクション

３３ 修正された明細画像

３４ 再構成セクション

４１、４１'、４１'' 低域フィルタ

４４、４４'、４４'' 低域フィルタ

４２、４２'、４２'' 補間器

５１、５１'、５１'' 補間器

４３、４３'、４３'' 加算器

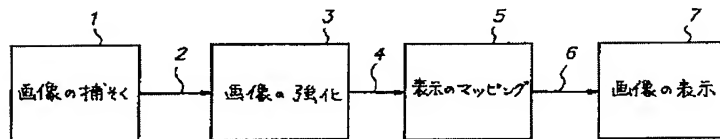
５２、５２'、５２'' 加算器

５３、５３'、５３'' 探索表

５５、５６、６２ 探索表

６１ メモリ

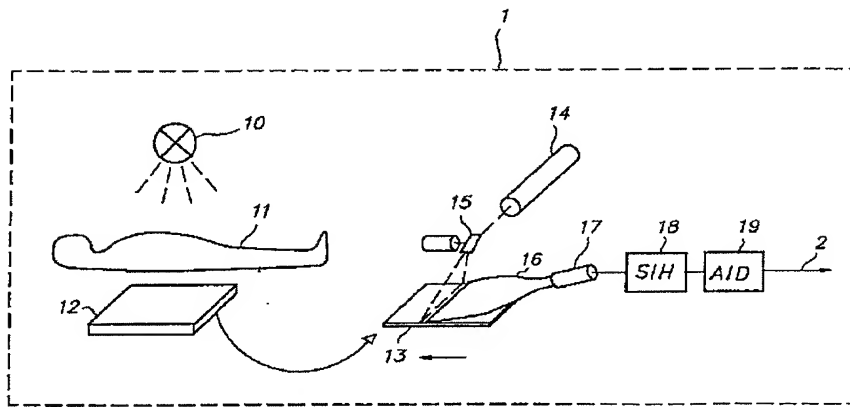
【図１】



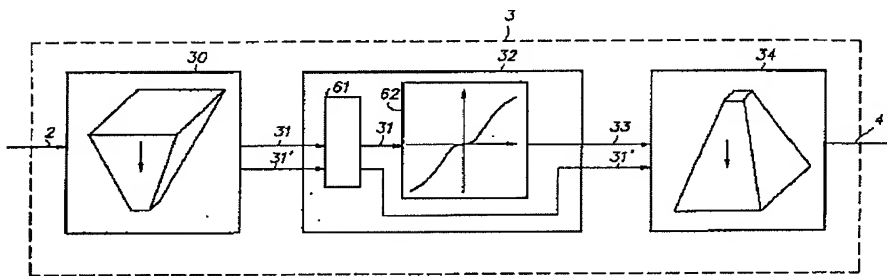
【図６】

0.0025	0.0125	0.02	0.0125	0.0025
0.0125	0.0625	0.1	0.0625	0.0125
0.02	0.1	0.16	0.1	0.02
0.0125	0.0625	0.1	0.0625	0.0125
0.0025	0.0125	0.02	0.0125	0.0025

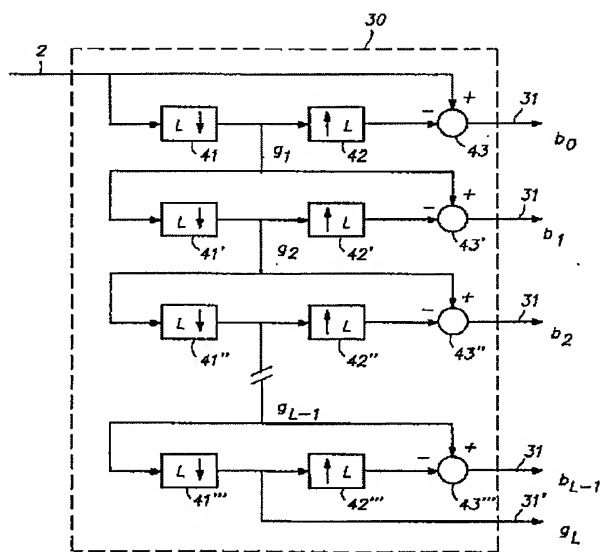
【図2】



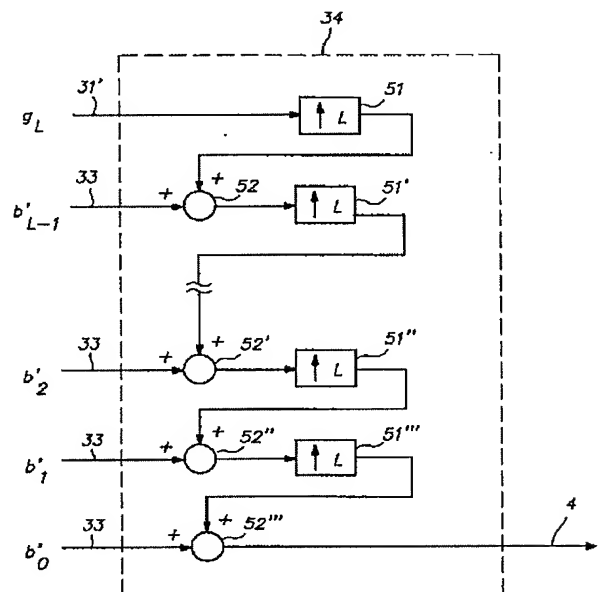
【図3】



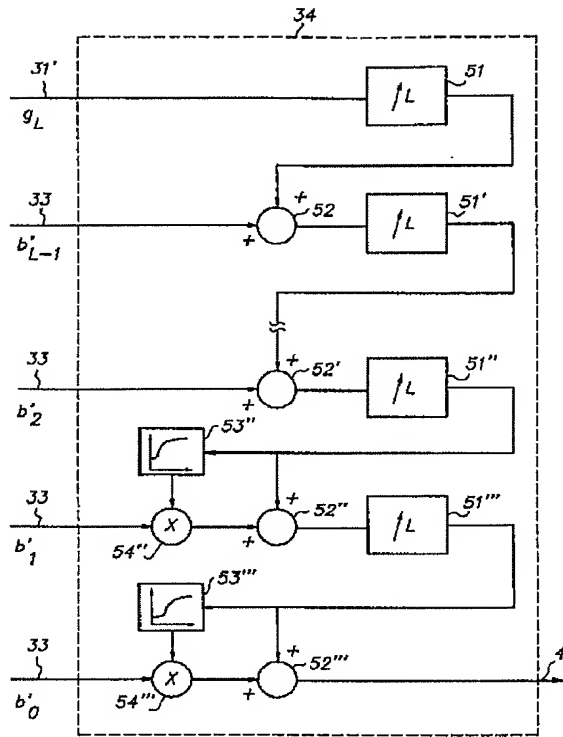
【図4】



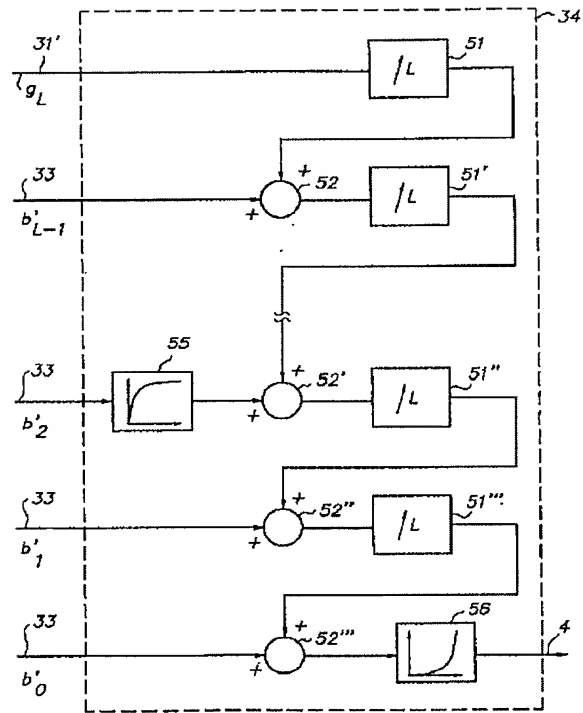
【図5】



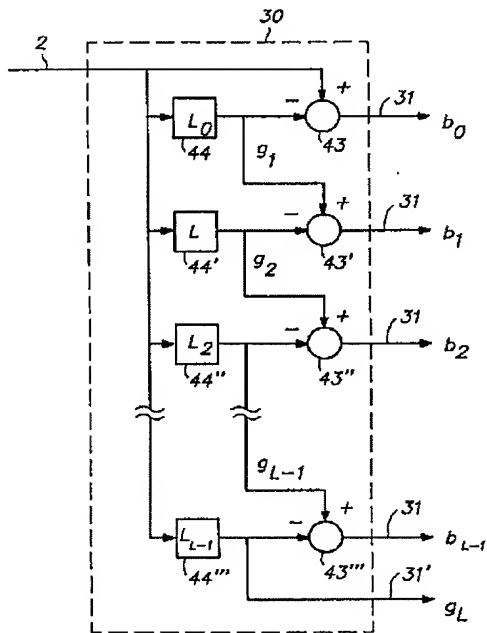
【図7】



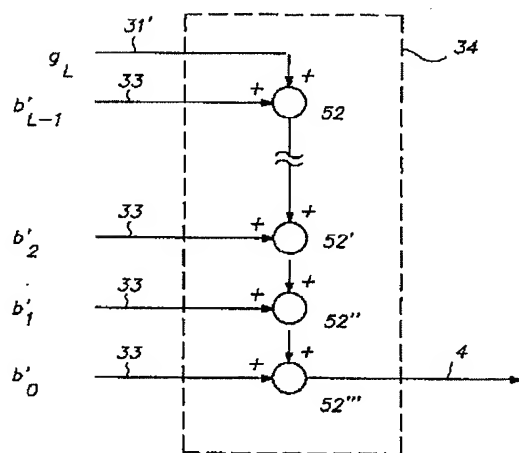
【図8】



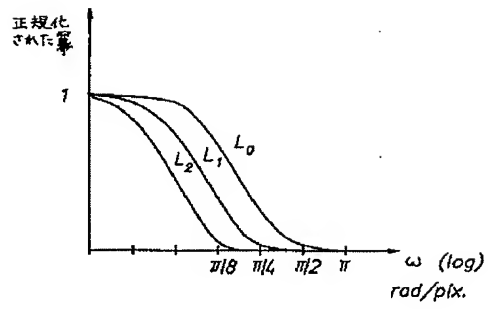
【図9】



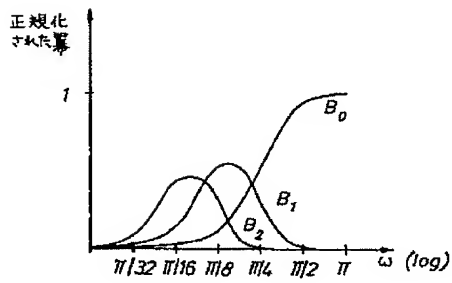
【図10】



【図11】

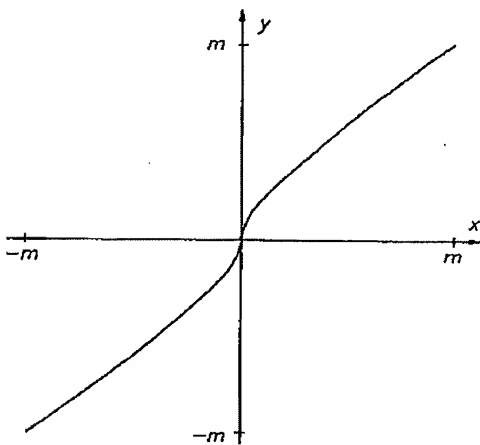


(a)

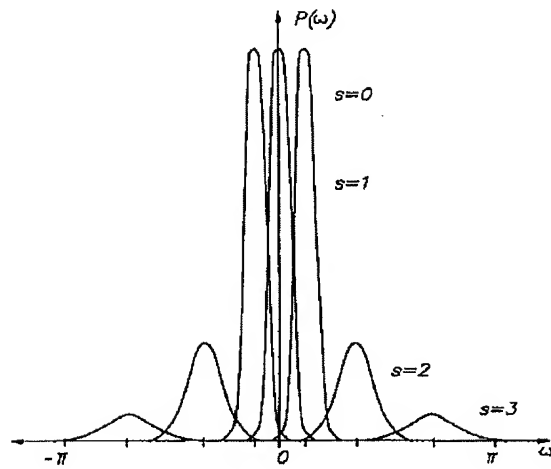


(b)

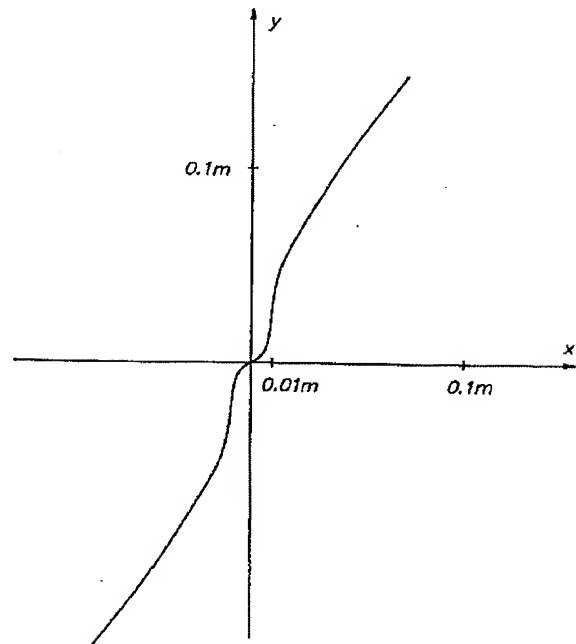
【図13】

累関数 $p=0.7$

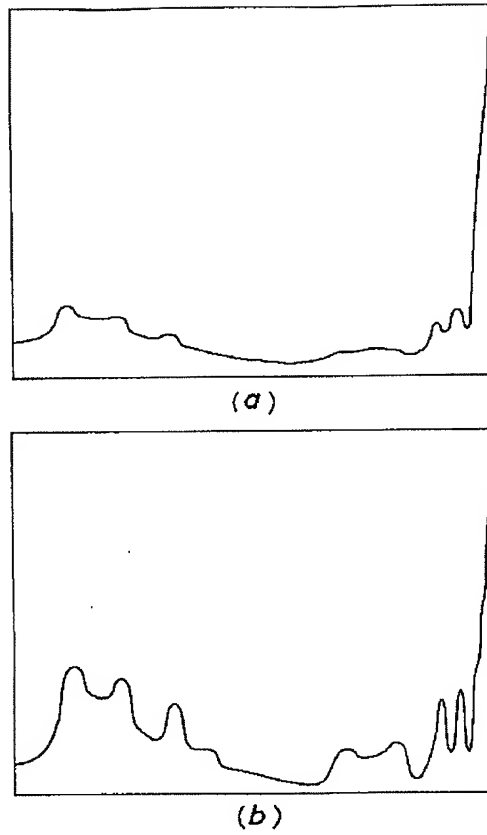
【図12】



【図14】

合成累関数
 $p_1=2 \quad p_2=0.7 \quad c=0.01m$

【図15】



フロントページの続き

(72)発明者 エミール・ボール・ショーテル
ベルギー国モートゼール、セプテストラー
ト 27 アグファ・デヴェルト・ナームロ
ゼ・ベンノートチャップ内

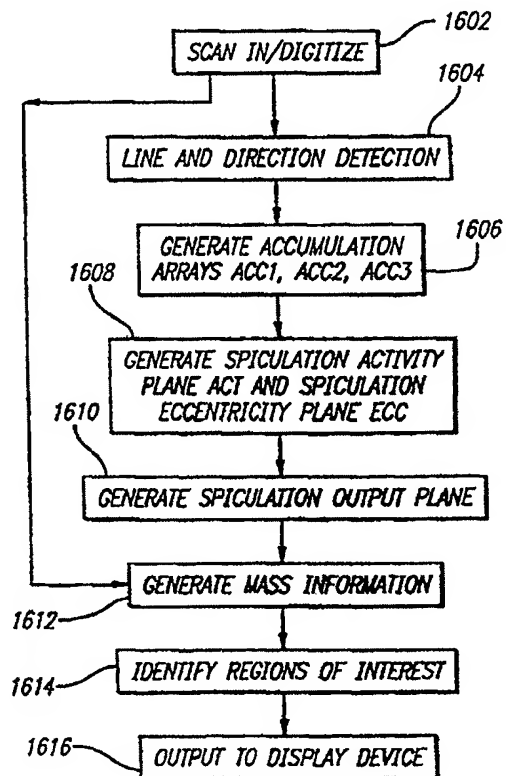
PCTWORLD INTELLECTUAL PROPERTY ORGANIZATION
International Bureau

INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(51) International Patent Classification ⁶ : G06K 9/00		A1	(11) International Publication Number: WO 99/63478
			(43) International Publication Date: 9 December 1999 (09.12.99)
(21) International Application Number: PCT/US98/11729 (22) International Filing Date: 5 June 1998 (05.06.98) (71) Applicant: R2 TECHNOLOGY, INC. [US/US]; 730 Distel Drive, Los Altos, CA 94022 (US). (72) Inventors: ROEHRIG, Jimmy, R.; 28 Roosevelt Circle, Palo Alto, CA 94306 (US). ROMSDAHL, Harlan, M.; 412 Saint John Avenue, Half Moon Bay, CA 94019 (US). ZHANG, Wei; 2685 California Street, Mountain View, CA 94040 (US). (74) Agents: MORRIS, Francis, E. et al.; Pennie & Edmonds LLP, 1155 Avenue of the Americas, New York, NY 10036 (US).			(81) Designated States: BR, CA, JP, European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Published <i>With international search report.</i>

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR FAST DETECTION OF SPICULATED LESIONS IN DIGITAL MAMMOGRAMS**(57) Abstract**

A method and apparatus for the fast detection of spiculated lesions (1608) in a digital mammogram, the method for use in a computer aided diagnosis system for assisting a radiologist in identifying and recognizing the spiculations among a multiplicity of lines corresponding to standard fibrous breast tissue. A line and direction image is created from a digital mammogram, and a region of potential intersection for substantially every pixel in the digital mammogram image is determined. The region of potential intersection for each pixel is a predetermined pattern, such as a high aspect ratio rectangle or trapezoid, positioned around the pixel and rotated in a direction corresponding to direction information for that pixel. The regions of potential intersection are accumulated among the pixels to produce a cumulative array (1606), and information in the cumulative array is processed for identifying spiculations in the digital mammogram.



FOR THE PURPOSES OF INFORMATION ONLY

Codes used to identify States party to the PCT on the front pages of pamphlets publishing international applications under the PCT.

AL	Albania	ES	Spain	LS	Lesotho	SI	Slovenia
AM	Armenia	FI	Finland	LT	Lithuania	SK	Slovakia
AT	Austria	FR	France	LU	Luxembourg	SN	Senegal
AU	Australia	GA	Gabon	LV	Latvia	SZ	Swaziland
AZ	Azerbaijan	GB	United Kingdom	MC	Monaco	TD	Chad
BA	Bosnia and Herzegovina	GE	Georgia	MD	Republic of Moldova	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagascar	TJ	Tajikistan
BE	Belgium	GN	Guinea	MK	The former Yugoslav Republic of Macedonia	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Greece	ML	Mali	TR	Turkey
BG	Bulgaria	HU	Hungary	MN	Mongolia	TT	Trinidad and Tobago
BJ	Benin	IE	Ireland	MR	Mauritania	UA	Ukraine
BR	Brazil	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Iceland	MX	Mexico	US	United States of America
CA	Canada	IT	Italy	NE	Niger	UZ	Uzbekistan
CF	Central African Republic	JP	Japan	NL	Netherlands	VN	Viet Nam
CG	Congo	KE	Kenya	NO	Norway	YU	Yugoslavia
CH	Switzerland	KG	Kyrgyzstan	NZ	New Zealand	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Democratic People's Republic of Korea	PL	Poland		
CM	Cameroon	KR	Republic of Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kazakstan	RO	Romania		
CU	Cuba	LC	Saint Lucia	RU	Russian Federation		
CZ	Czech Republic	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Germany	LK	Sri Lanka	SE	Sweden		
DK	Denmark	LR	Liberia	SG	Singapore		
EE	Estonia						

**METHOD AND APPARATUS FOR FAST DETECTION OF SPICULATED
LESIONS IN DIGITAL MAMMOGRAMS**

5

FIELD OF THE INVENTION

The present invention relates to the field of computer aided diagnosis of abnormal lesions in medical
10 images. In particular, the invention relates to a fast algorithm for detecting spiculated or stellar lesions in a digital mammogram to assist in the detection of malignant breast cancer tumors at an early stage in their development.

15

BACKGROUND OF THE INVENTION

Breast cancer in women is a serious health problem, the American Cancer Society currently estimating that over 180,000 U.S. women are diagnosed with breast cancer each year. Breast cancer is the second major cause of cancer
20 death among women, the American Cancer Society also estimating that breast cancer causes the death of over 44,000 U.S. women each year. While at present there is no means for preventing breast cancer, early detection of the disease prolongs life expectancy and decreases the likelihood of the
25 need for a total mastectomy. Mammography using x-rays is currently the most common method of detecting and analyzing breast lesions.

The detection of spiculated, or stellar-shaped, lesions ("spiculations") in mammograms is of particular
30 importance because a spiculated breast tumor has a relatively high probability of being malignant. While it is important to detect the spiculated lesions as early as possible, i.e. when they are as small as possible, practical considerations can make this difficult. In particular, a typical mammogram
35 may contain myriads of lines corresponding to fibrous breast tissue, and the trained, focused eye of a radiologist is needed to detect small spiculated lesions among these lines.

Moreover, a typical radiologist may be required to examine hundreds of mammograms per day, leading to the possibility of a missed diagnosis due to human error.

Accordingly, the need has arisen for a computer-assisted diagnosis (CAD) system for assisting in the detection of abnormal lesions, including spiculations, in medical images. The desired CAD system digitizes x-ray mammograms to produce a digital mammogram, and performs numerical image processing algorithms on the digital mammogram. The output of the CAD system is a highlighted display which directs the attention of the radiologist to suspicious portions of the x-ray mammogram. The desired characteristics of a spiculation-detecting CAD system are high speed (requiring less processing time), high precision (the ability to detect subtle spiculations), and high accuracy (the ability to avoid false positives and missed spiculations). It may also be desired that the spiculation-detecting CAD system also be used as a mass-detecting and mass-classifying CAD system, and that the CAD system be capable of using spiculation information in conjunction with mass information for identifying suspicious masses in the digital mammogram and directing the attention of the radiologist to both the spiculations and the suspicious masses.

One method for detecting spiculations in digital mammograms, proposed by Kegelmeyer et al and referred to as the "Alignment of Local Oriented Edges" (ALOE) algorithm, is described in Kegelmeyer, "Computer-aided Mammographic Screening for Spiculated Lesions," *Radiology* 191:331-337 (1994). The ALOE method first calculates local gradients in a digitized mammogram. For each "candidate point" in the image, a predetermined window around that point is selected, the window size being some fraction of the overall image size. An "ALOE signal" for each candidate point then is calculated based on information in the surrounding window, the ALOE signal being defined as the standard deviation of a histogram of the gradient directions of all pixels in the

window. The next candidate point, offset from the previous candidate point by a distance corresponding to the desired resolution of the search, is then considered.

Keeping in mind that a spiculation is a roughly
5 symmetric set of lines radiating from a central point or
region, a histogram of gradient directions will tend to be a
flat distribution from 0 to 360 degrees if a spiculated
region is centered around the candidate point. Thus, because
the ALOE signal is the standard deviation of the histogram,
10 the ALOE signal will be lower for those candidate points
which are at the centers of spiculations, and will be higher
for those candidate points which are not at the centers of
spiculations. After the ALOE signal is calculated for all
candidate points in the image, local minima in a plot of the
15 ALOE signals are used as a basis for identifying
spiculations.

The ALOE algorithm has several disadvantages. The
primary disadvantage is that, in addition to spiculations,
many unwanted background objects can also produce a small
20 ALOE signal. For example, a point that is surrounded by a
circle, such as the border of a circumscribed mass, also
produces gradients in all directions, and therefore will
produce a local minimum ALOE signal. A false positive may
result. Furthermore, a typical spiculation in an actual
25 mammogram will not have lines radiating in every direction,
but rather will have lines radiating in several discrete
directions in rough symmetry about the center. Thus, because
every direction may not be present in the histogram of
gradient angles around the center of a spiculation, the
30 standard deviation of the histogram may still be quite large,
resulting in a larger ALOE signal. This spiculation may then
be missed. Thus, the ALOE algorithm represents serious
practical problems because it may yield false positives and
may also miss certain spiculations.

35 The ALOE algorithm is representative of a class of
"backward direction" spiculation detection algorithms. By
"backward direction" it is meant that a "candidate point" is

incrementally moved across the image by a distance corresponding to the desired resolution of the spiculation search. At each candidate point, a set of "window computations" for a window of pixels surrounding the candidate point is performed, and a metric corresponding to the presence and/or strength of a spiculation centered on the candidate point is computed. Thus, for example, the ALOE algorithm computes the "ALOE signal" for each candidate point, and then moves on to the next candidate point.

10 As a general observation, "backward direction" algorithms are computationally intensive. This is because, for an image size of $N \times N$, there will generally need to be on the order of $K(bN)^2$ computations, where K is the number of window computations for each candidate point, and where b is
15 the reciprocal of the number of image pixels between each candidate point. Because the number K is often proportional to the square or cube of the window size, the computational intensity of "backward direction" approaches can easily get out of hand.

20 A second method for detecting spiculations in digital mammograms, proposed by Karssemeijer et al., is described in Karssemeijer, "Recognition of Stellate Lesions in Digital Mammograms," Digital Mammography: Proceedings of the 2nd International Workshop on Digital Mammography, York, England, 10-12 July 1994 (Elsevier Science 1994), and
25 "Detection of Stellate Distortions in Mammograms using Scale Space Operators," Information Processing in Medical Imaging (Bizais et al., eds., Kluwer Academic Publishers 1995). Like the ALOE algorithm, the Karssemeijer approach is also a
30 "backward direction" spiculation detection algorithm.

 In the Karssemeijer algorithm, a "line image" and a "direction image" is first formed from the digital mammogram. As is known in the art, a line image contains line information for each pixel in the digital mammogram, while a
35 direction image contains direction information for each pixel in the line image. The most basic form of line image, used in the Karssemeijer algorithm, contains line information

which is a "1" if the pixel is located along a line and a "0" otherwise. The most basic form of direction image, also used in the Karssemeijer algorithm, contains direction information which, for those pixels having a "1" in the line image,
5 equals the approximate angle of a tangent to the line passing through the pixel.

Consistent with its "backward direction" character, the Karssemeijer algorithm then considers a window of pixels, chosen to be an annulus, around a candidate point in the line
10 image, and then computes a metric associated with that candidate point. This procedure is repeated for each candidate point. The metric for each candidate point is calculated by counting the number of pixels in the annular window which are contained along lines which point
15 approximately to the center of the window. Local maxima in a plot of the metrics are used to identify spiculations in the image.

The Karssemeijer algorithm has several disadvantages. The primary disadvantage is computational
20 intensity due to the "backward direction" character of the algorithm. Because each line image pixel actually appears in many sequential windows corresponding to successive candidate points, the calculations are repeated for each pixel many times, and the algorithm is very time consuming. As
25 discussed previously, speed is a key factor in a CAD system for assisting a radiologist. A CAD device which slows down the radiologist, who must often view and analyze hundreds of mammograms per day, is undesirable.

Further, the approach used by Karssemeijer in the
30 detection of lines for generating the line image is based on using Gabor filters in the frequency domain and performing a Fast Fourier Transform (FFT) on the mammogram image. The image pixels are then multiplied by the transformed Gabor kernel elements, and the inverse FFT is then used to obtain
35 the enhanced line image in the spatial domain. This approach requires input images which have dimensions that are a power of two, which is required by the FFT. Thus, after digitizing

the mammogram, the Karssemeijer approach requires the digitized image to be "padded out" to the nearest power of two. The cost of this approach is higher memory requirements in the computer and a larger computation time.

5 Accordingly, it is an object of the present invention to provide a fast computer-assisted diagnosis (CAD) system for assisting in the identification of spiculated lesions in digital mammograms, the CAD system being capable of producing an output which directs attention to spiculated
10 lesions in the x-ray mammogram for increasing the speed and accuracy of x-ray mammogram analysis.

 It is a further object of the present invention to provide a fast CAD system for detecting spiculated lesions which produces fewer false positives and fewer missed
15 spiculations, while also being capable of detecting smaller spiculations.

 It is still a further object of the present invention to provide a fast CAD system which detects spiculated lesions in a manner fast enough to permit use of
20 the CAD system in a clinical radiology environment.

 It is still a further object of the present invention to provide a fast spiculation-detecting CAD system which is also capable of detecting and classifying masses in a digital mammogram, the CAD system being capable of using
25 spiculation information in conjunction with mass information for identifying suspicious masses in the digital mammogram.

SUMMARY OF THE INVENTION

 These and other objects of the present invention
30 are provided for by an improved CAD system for detecting spiculated lesions in a digital mammogram image using a "forward direction" detection algorithm, as opposed to a "backward direction" detection algorithm, for improving the speed, accuracy, and precision of results. A CAD system
35 according to the present invention employs a fast method for detecting spiculations in the digital mammogram image, the method including the steps of determining a region of

potential intersection for a plurality of pixels using line information and direction information related to the pixel, accumulating the regions of potential intersection to produce a cumulative array, and using information derived from the
5 cumulative array, such as the positions and strengths of local maxima in the cumulative array, for identifying the spiculations in the digital mammogram image. In one embodiment of the invention, the region of potential intersection for every pixel in the digital mammogram image
10 is determined and accumulated into the cumulative array.

The line information and direction information are obtained by generating a line image and a direction image corresponding to the digital mammogram image. The region of potential intersection corresponding to a pixel is found by
15 determining, according to the line information related to the pixel, whether the pixel is located along a line, and if the pixel is located along a line, selecting a region centered on the pixel corresponding to a predetermined pattern, the predetermined pattern being rotated by an amount related to
20 the direction information related to the pixel. In another embodiment of the invention, the amount by which the predetermined pattern is rotated is equal to the direction information for that pixel. In another embodiment of the invention, the predetermined pattern is a split rectangle or
25 trapezoid centered on the pixel, the rectangle or trapezoid having a large aspect ratio. The spiculations are identified by using information from the cumulative array formed by an accumulation of the regions of potential intersection for the pixels in the image.

30 Advantageously, a given pixel in the digital mammogram image is considered only once in the process of developing the cumulative array. In this sense, a CAD system according to the present invention operates in the "forward direction," and is very fast when compared to the "backward
35 direction" algorithms presented previously, which use image pixels multiple times in deriving spiculation metrics. Thus, the method used in a CAD system according to the present

invention is very fast. Moreover, the method is highly amenable to hardware implementation using parallel processors, thus increasing the speed of the CAD system even further.

- 5 In another embodiment of the present invention, the cumulative array comprises fewer pixels than the digital mammogram image. For example, where the digital mammogram image is $M \times N$ pixels, the cumulative array may be $0.25M \times 0.25N$ pixels. Using line information and direction
- 10 information related to each digital mammogram pixel, a region of potential intersection is determined for each pixel with respect to the smaller cumulative array and proportionally located in a smaller $0.25M \times 0.25N$ space. The regions of potential intersection are then accumulated into the $0.25M \times$
- 15 $0.25N$ cumulative array. Because there are addition operations taking place for fewer cumulative array pixels, the algorithm is made significantly faster without a significant loss in resolution.

- In another embodiment of the invention, the CAD
- 20 system performs the step of computing line information and direction information for each image pixel in the digital mammogram, followed by the step of computing a weighting function $WT(\theta)$ based on statistical information taken among direction information for all image pixels. The
- 25 direction information for each digital mammogram image pixel having coordinates (i, j) is an angle $\theta(i, j)$, and the weighting function $WT(\theta)$ is equal to $WT(\theta(i, j))$ for that pixel. For each digital mammogram pixel, a region of potential intersection is determined and accumulated into the
- 30 cumulative array after being weighted by $WT(\theta(i, j))$ for that pixel. The weighting function $WT(\theta)$ is computed by calculating a histogram function $H(\theta)$ of the direction information $\theta(i, j)$ for all image pixels, followed by the step of developing the function $WT(\theta)$ as having an
- 35 inverse relationship to the histogram function $H(\theta)$. In this manner, lines perpendicular to a predominant line direction in the digital mammogram image are emphasized,

whereas lines parallel to the predominant line direction in the digital mammogram are de-emphasized, thus increasing system precision and accuracy.

In another embodiment of the present invention,
5 mass information corresponding to the digital mammogram image, including mass location information, is computed in addition to the cumulative array. Information in the cumulative array is used in conjunction with the mass information for identifying regions of interest in the
10 digital mammogram image, such as by using a linear classifier method based on mass information and cumulative array metrics.

In another embodiment of the invention, local attention is given to the cumulative array near locations
15 having a strong circumscribed mass candidate. The cumulative array is thresholded by a first threshold value in a first region not including the strong circumscribed mass candidate location, whereas the cumulative array is thresholded by a second value less than the first value in a second region
20 which includes said strong circumscribed mass candidate. In this manner, spiculations which otherwise would have fallen below a threshold value in the cumulative array are detected when associated with a strong circumscribed mass candidate, for assigning a value of spiculatedness to said circumscribed
25 mass candidate in mass detection and classification.

In another embodiment of the invention, mass information for the digital mammogram image is computed by using information in a sphericity array. The sphericity array is calculated by the steps of computing a gradient
30 plane from the digital mammogram image, the gradient plane having pixels, each gradient plane pixel having a gradient intensity value and a gradient direction value, determining a region of potential centroid for each gradient plane pixel using the gradient intensity value and gradient
35 direction value for that pixel, and accumulating the regions of potential centroid to produce a sphericity array. In this way, strong circumscribed mass candidates may be detected by

using information derived from an algorithm which is a forward direction algorithm similar to the forward direction algorithm for detecting spiculations.

In another embodiment of the present invention, the fast CAD system is capable of locating noneccentric spiculations for increased precision, accuracy, and reduction of false positives. The fast CAD system according to this embodiment performs a method comprising the steps of determining a region of potential intersection for each of a plurality of image pixels using line information and direction information related to that image pixel, computing a plurality of weights corresponding to each of the plurality of image pixels, accumulating for each of the plurality of image pixels a plurality of weights into a plurality of accumulation planes for those pixels located within the region of potential intersection for that image pixel, and processing information contained in said plurality of accumulation planes for identifying the noneccentric spiculations in the image. The plurality of accumulation planes comprises a first accumulation plane ACC1, a second accumulation plane ACC2, and a third accumulation plane ACC3, the first, second, and third accumulation planes ACC1, ACC2, and ACC3 being processed for producing a spiculation activity plane ACT and a spiculation eccentricity plane ECC for use in locating noneccentric spiculations.

The spiculation activity plane ACT and the spiculation eccentricity plane ECC are computed using information in the plurality of accumulation planes such that the spiculation activity plane ACT comprises pixel values related to the presence of spiculations, and such that said spiculation eccentricity plane ECC comprises pixel values related to the presence of eccentric spiculations. A spiculation output plane SO is formed by setting, for each pixel (i,j), $SO(i,j)$ equal to a first constant multiplied by $ACT(i,j)$ added to a second constant multiplied by $ECC(i,j)$, the first constant typically being a positive number and the second constant usually being about -0.5 times the first

constant. In this manner, the spiculation output plane $SO(i,j)$ will contain high values near locations having spiculations, and will contain maxima among these high values corresponding to spiculations which are less eccentric and
5 more radially symmetric. In this manner, false positives are reduced and accuracy and precision are increased.

In another embodiment of the invention, mass information corresponding to the digital mammogram image is computed, the mass information including mass events, each
10 event comprising mass centroid location, mass area, mass elongation, and mass contrast. Information contained in the SO , ACT , and ECC arrays is used in conjunction with the mass information in a linear classifier method for identifying regions of interest in the image.

15

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

FIG. 1a shows an outside view of a computer aided diagnostic (CAD) system according to the present invention;

FIG. 1b shows a block diagram of a CAD processing
20 unit of a CAD system according to the present invention.

FIG. 2 is a flowchart representing overall steps practiced by the system of FIG. 1;

FIG. 3 is a flowchart representing overall steps taken in the spiculation detection algorithm portion of FIG.
25 2;

FIG. 4 is a flowchart representing line detection and direction estimation steps for producing a line image and a direction in accordance with the present invention;

FIG. 5 shows a portion of a binary line image
30 corresponding to a digital mammogram image

FIG. 6 is a flowchart representing a spiculation detection algorithm in accordance with one embodiment of the present invention;

FIG. 7 is a conceptual diagram showing the
35 determination of potential regions of intersection for two points in a line image in accordance with the present

invention, the two lines not being associated with a common spiculation;

FIG. 8 shows a typical predetermined pattern P used to generate regions of potential intersection in the
5 spiculation detection algorithm according to the present invention;

FIG. 9 is a conceptual diagram showing the determination of potential regions of intersection for two points in a line image in accordance with the present
10 invention, the two lines being associated with a common spiculation;

FIG. 10 shows an image representing a portion of the cumulative array resulting from the performance of a spiculation algorithm on a digital mammogram image in
15 accordance with the present invention.

FIG. 11 is a flowchart representing a spiculation detection algorithm in accordance with a further embodiment of the present invention;

FIG. 12 is a conceptual diagrams showing pixel
20 mappings related to the steps of FIG. 11;

FIG. 13(a) is a simplified diagram of a typical line image corresponding to a digital mammogram image;

FIGS. 13(b1) and 13(b2) are representative diagrams of eccentric and circular spiculations, respectively;

FIGS. 13(c) and 13(d) show a histogram of angle
25 information in a digital mammogram and a corresponding weighting function $WT(\theta)$ computed from the histogram;

FIG. 14 shows a flowchart representing spiculation and mass detection algorithms in accordance with a further
30 embodiment of the present invention;

FIG. 15 shows a flowchart representing a sphericity algorithm in accordance with a further embodiment of the present invention;

FIG. 16 shows a flowchart representing a
35 spiculation detection algorithm using multiple accumulation planes in accordance with a preferred embodiment of the present invention.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Figure 1a shows an outside view of a computer aided diagnostic (CAD) system 100 for assisting in the identification of spiculated lesions in mammograms according to the present invention. CAD system 100 is used as a step in the processing of films for mammography exams. CAD system 100 comprises a CAD processing unit 102 and a viewing station 104. In general, CAD processing unit 102 scans an x-ray mammogram into a digital mammogram image, processes the image, and outputs a highlighted digital mammogram for viewing at viewing station 104.

Figure 1b shows a block diagram of CAD processing unit 102. CAD processing unit 102 comprises a digitizer 103, such as a laser scanner with 50 micron resolution, for digitizing a developed x-ray mammogram 101, the x-ray mammogram 101 being shown in Figure 1a at an input to the CAD processing unit 102. CAD processing unit 102 generally includes elements necessary for performing image processing including parallel processing steps. In particular, CAD processing unit 102 includes elements such as a central control unit 105, a memory 108, a parallel processing unit 110, and I/O unit 112. It is to be appreciated that in addition to the spiculation detection algorithms disclosed herein, processing unit 102 is capable of performing a multiplicity of other image processing algorithms such as mass detection and linear classification algorithms, either serially or in parallel with the disclosed spiculation detection algorithms.

Viewing station 104 is for conveniently viewing both the x-ray mammogram 101 and the output of the CAD processing unit 102 on a display device 118. The display device 118 may be, for example, a CRT screen. The display device 118 typically shows a highlighted digital mammogram corresponding to the x-ray mammogram 101, the highlighted digital mammogram having information directing the attention of the radiologist to special areas which may contain spiculations as determined by image processing steps

performed by the CAD processing unit 102. In one embodiment of the invention, the highlighted digital mammogram will have black or red circles superimposed around those locations corresponding to spiculated lesions.

5 Viewing station 104 also comprises a backlighting station 120 for viewing the actual x-ray mammogram 101 itself. The radiologist is assisted by the CAD system 100 by viewing the display device 118, which then directs the attention of the radiologist to the spiculated portions of
10 the actual x-ray mammogram 101 itself. It is to be appreciated that the CAD processing unit 102 is capable of performing other image processing algorithms on the digital mammogram in addition to or in parallel with the algorithm for detecting spiculations in accordance with the present
15 invention. In this manner, the radiologist may be informed of several suspicious areas of the mammogram at once by viewing the display device 118, spiculations being one special type of the suspicious area.

After x-ray mammogram 101 has been developed, it is
20 inserted into the CAD system 100, which will ideally be located near the x-ray development area of a mammography clinic. After being digitized by digitizer 103, the x-ray mammogram will be transported using means not shown to the viewing station 104 for viewing by the radiologist along with
25 the output of the display device 118 as described above. After the x-ray mammogram 101 has passed through the CAD system 100, it will be taken away and will undergo the same processing currently practiced in clinics. It is to be noted that memory 108 of CAD processing unit 102 may be used in
30 conjunction with I/O unit 112 to generate a permanent record of the highlighted digital mammogram described above, and/or may also be used to allow non-real-time viewing of the highlighted digital mammogram.

Figure 2 shows the general steps performed by CAD
35 processing unit 102 on the x-ray mammogram. At step 202, the x-ray mammogram is scanned in and digitized into a digital mammogram. The digital mammogram may be, for example, a 3000

x 4000 array of 12-bit gray scale pixel values. Such a digital mammogram would generally correspond to a typical 8" x 10" x-ray mammogram which has been digitized at a 50 micron spatial resolution. Because a full resolution image such as the 3000 x 4000 image described above is not necessary for the effectiveness of the present invention, the image may be locally averaged, using steps known in the art, down to a smaller size corresponding, for example, to a 200 micron spatial resolution. At such a resolution, a typical image would then be an M x N array of 12-bit gray scale pixel values, with M being near 900, for example, and N being near 1200, for example. In general, however, either the full resolution image or the locally averaged image may be used as the original digital mammogram in accordance with the present invention. Without limiting the scope of the present invention, and for clarity of disclosure, the "digital mammogram image" is considered to be an exemplary M x N array of 12-bit gray scale pixel values.

Figure 2 shows the digital mammogram image being processed at step 204 by an overall spiculation algorithm in accordance with the present invention. As discussed previously, the overall spiculation algorithm performed at step 204 generates a list of locations in the digital mammogram image which may correspond to spiculations, along with information such as spiculation intensity for each location. Following step 204, the digital mammogram image and list of spiculation locations and information is sent for display to the viewing station 104 at step 206.

Figure 3 shows in more detail the steps associated with the overall spiculation algorithm of step 204 of Figure 2. In particular, the overall spiculation algorithm comprises the step of generating an M x N line image and an M x N direction image from the digital mammogram image at line and direction detection step 302. The M x N line image generated at step 302 comprises, for each pixel (i,j), line information in the form of a "1" if the pixel (i,j) has a line passing through it, and a "0" otherwise. The M x N

direction image further comprises, for each pixel (i,j), direction information in the form of a number THETA. If the line information is a "1" for the line image pixel (i1,j1), the number THETA for the pixel (i1,j1) corresponds to an
 5 estimated direction of the tangent to the line passing through (i1, j1).

Figure 3 also shows a spiculation detection and prioritization step 304 following line and direction detection step 302. Spiculation detection and prioritization
 10 step 304 comprises the step of identifying, classifying, and prioritizing spiculations in the digital mammogram image by processing information in the line image and direction image generated by line and direction detection step 302.

Figure 4 shows steps corresponding to the line and
 15 direction detection step 302 of Figure 3. Shown at Figure 4 is the direction detection step 402 for detecting at each pixel (i,j) a direction corresponding to a lines, if any, passing through the pixel (i,j) in the digital mammogram image. Direction detection step 402 comprises the step of
 20 separately convolving the digital mammogram image with three Gabor kernels K(0), K(60), and K(120). The Gabor kernels are derived from the Gabor filter which, as known in the art, is the second derivative of a Gaussian kernel given by:

25

$$G(r, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp((-r^2)/(2\sigma^2)) \quad (1)$$

The second derivative of this function with respect
 30 to x, quantized into a finite sized integer array, yields the K(0) kernel. Further, by rotating this array by 60 degrees and 120 degrees, the two other kernels K(60) and K(120) are obtained. The step of separately convolving the digital mammogram with the kernels K(0), K(60), and K(120) yields
 35 three images W(0), W(60), and W(120), respectively.

At step 402, direction information theta(i,j) for each pixel (i,j) is obtained by using a formula such as that

disclosed in Koenderink and Van Doorn, "Generic Neighborhood Operators," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 14, No. 6 (June 1992) and given by:

$$\theta = \frac{1}{2} \operatorname{atan} \sqrt{3} \left(\frac{W(60) - W(120)}{W(60) + W(120) - 2W(0)} \right) \quad (2)$$

Figure 4 further shows line detection step 404 for detecting line information in the digital mammogram image. Positive contrast (light) lines are important, as opposed to negative contrast (dark) lines, since the former is how spiculations are manifested in x-ray films. Line detection step 404 comprises the step of deriving a function $W(\text{THETA})$ from the images $W(0)$, $W(60)$, and $W(120)$ using a formula disclosed in the Koenderink reference cited *supra*:

$$\begin{aligned} W_o(\theta) = & \frac{1}{3} (1 + 2\cos(2\theta)) W_o(0) + \frac{1}{3} (1 - \cos(2\theta) + \sqrt{3}\sin(2\theta)) W_o(60) \\ & + \frac{1}{3} (1 - \cos(2\theta) - \sqrt{3}\sin(2\theta)) W_o(120) \end{aligned} \quad (3)$$

After being computed, $W(\text{THETA})$ is thresholded at some positive value for obtaining a binary line image.

Figure 5 shows a portion of binary line image corresponding to a digital mammogram image, the white pixels corresponding to a value "1" and the dark pixels corresponding to a value of "0". The significance of the binary line image is that every point in the white (line) areas of the binary line image belongs to a line of sufficient strength to exceed the threshold chosen.

Thus, after step 404 of Figure 4, there exists a line image and a direction image corresponding to the digital mammogram image available for further processing by the spiculation detection and prioritization step 304 of Figure

3. While there are several methods known in the art for line and direction detection, the above approach is employed in a preferred embodiment of the present invention because the computationally intensive parts consist of the three
5 convolutions performed to obtain $W(0)$, $W(60)$, and $W(120)$, and these convolutions are easily implemented in a highly parallel processor such as that used in processing unit 104. By implementing these convolutions in the spatial domain in a hardware parallel processor, the speed of computation easily
10 meets normal through-put requirements for clinical practice. For notational simplicity, the direction information in the direction image corresponding to a pixel (i,j) will be denoted $\text{THETA}(i,j)$.

Figure 6 shows a block diagram outlining steps for
15 accomplishing the spiculation detection and prioritization step 304 of Figure 3. In particular, Figure 6 shows the feed-forward step 602 of generating a cumulative array C from line and direction information corresponding to each pixel in the line image. The cumulative array C , which is generally
20 the same size as the $M \times N$ digital mammogram image, the $M \times N$ line image, and the $M \times N$ direction image, is first initialized. Then each pixel (i,j) in the digital mammogram image is considered. In particular, if a pixel (i,j) has line image information with a value "0", it is ignored.
25 However, if the pixel (i,j) has line image information with a value "1", the cumulative array C is incremented by a constant value for each pixel located in a region corresponding to a predetermined pattern centered at the pixel location (i,j) . The predetermined pattern is generally
30 a split rectangular or trapezoidal pattern of pixels having a high aspect ratio, rotated at an angle corresponding to the direction information for the pixel (i,j) . The next pixel in the digital mammogram image is then considered. After each pixel in the digital mammogram image is considered, the
35 cumulative array C will be completely formed.

Figure 6 further shows a step 604 for identifying and prioritizing spiculations based on information contained

in the cumulative array C. Generally, the cumulative array C will contain values $C(i,j)$ corresponding to the strength of spiculations centered on the digital mammogram pixel located at coordinates (i,j) . Generally, the cumulative array C will
5 contain local maxima where spiculations, if any, are likely to be present. The cumulative array C may be processed in a variety of ways for identifying locations and strengths of spiculations in the digital mammogram image. For example, in the simplest procedure, step 604 may comprise the step of
10 identifying those locations (i,j) in the cumulative array C for which $C(i,j)$ is greater than a predetermined threshold value. However, other ways for identifying and prioritizing spiculations based on information contained in the cumulative array C, many of which will be apparent to one of ordinary
15 skill in the art upon reading this disclosure, may be used in step 604.

Figure 7 shows a conceptual diagram of the addition of patterns for each pixel in the line image. Shown in Figure 7 are two points $(i1,j1)$ and $(i2,j2)$ which lie
20 somewhere along lines L1 and L2, respectively. Regions of potential overlap for these two points, denoted $P(i1,j1)$ and $P(i2,j2)$, are shown superimposed over the line image for clarity. The regions of potential overlap $P(i1,j1)$ and $P(i2,j2)$ are simply rotated versions of a predetermined
25 pattern P, shown in Figure 8, which have been translated to be centered on the points $(i1,j1)$ and $(i2,j2)$, respectively, the amount of rotation being a direction image value $THETA(i1,j1)$ for pixel $(i1,j1)$ and $THETA(i2,j2)$ for pixel $(i2,j2)$. As shown in Figure 8, the predetermined pattern P
30 is of a split rectangular or trapezoidal shape having a high aspect ratio (i.e., a large width to height ratio).

As can be seen in Figure 7, because of the choice of a high-aspect-ratio pattern P, the region of potential overlap $P(i1,j1)$ for the point $(i1,j1)$ is roughly equivalent
35 to a tangent of the line L1 containing the point $(i1,j1)$, the tangent having been truncated at a distance corresponding to the length of the pattern P. The spiculation detection

algorithm according to the present invention is based on the principle that any two lines L1 and L2 belonging to the same spiculation will have an entire series of points (i1,j1) and (i2,j2) whose tangents will overlap near a common point at the center of the spiculation. In Figure 6, the lines denoted L1 and L2 do not belong to a spiculation, and it can be seen that the regions of pattern overlap for various points (i1,j1) and (i2,j2) along lines L1 and L2 will be dispersed throughout many locations in the cumulative array C. In contrast, as shown in Figure 9, lines L3, L4, L5, and L6, having pixels including exemplary pixels (i3,j3), (i4,j4), (i5,j5), and (i6,j6), respectively, belonging to the same spiculation will have repeated overlap of tangents near the center of the spiculation.

Accordingly, if the regions of potential overlap, denoted generally as $P(x,y)$, are accumulated into the cumulative array C, the cumulative array C will contain higher values at locations corresponding to spiculations. The greater the number of intersecting, radiating lines at a spiculation, the greater the value of the cumulative array C at the center of that spiculation.

Importantly, it is noted that the spiculation detection algorithm according to the present invention is a "forward direction" algorithm. Each pixel in the line image is processed only once in generating the cumulative array. Furthermore, a lookup table procedure is used which directly maps the digital mammogram pixels (i,j) lying along lines and having direction values $\text{THETA}(i,j)$ into regions of covered pixels in the cumulative array C, based on the shape of the predetermined pattern P. This provides for an especially fast production of the cumulative array C.

According to another embodiment of the invention, the lookup table procedure for mapping points and directions into regions of potential intersection incorporates weighting values in the predetermined pattern P. Thus, instead of simply adding a "1" to the cumulative array C for every array location falling inside the pattern $P(i1,j1)$, a weighting

value may be used. For example, points corresponding to a point Pa in the predetermined pattern P of Figure 8, lying directly along the center line of P, may be assigned a heavier weight than a point Pb lying along the periphery of the predetermined pattern P. This is because peripheral points are less likely than center line points to lie directly at the center of the spiculation.

The predetermined pattern P is designed in an empirical manner to maintain accuracy (minimizing false positives) while maximizing precision in finding spiculations of the appropriate size. In a prime example, it may be desirable to detect spiculations which have a radius of around 5 mm, because if the spiculations grow to a size much larger a 5 mm radius, it may be too late to stop the spread of the cancer. For a digital mammogram image in which 1 pixel corresponds to 200 microns, or in which 25 pixels equals 5 mm, it has been found that a predetermined pattern P having its opposing trapezoids extending from about 15 pixels to about 80 pixels from the center, with a width ranging from about 4 pixels near the center to 20 pixels at the periphery, yields satisfactory results. It is noted, however, that the scope of the invention may encompass a wide variety of shapes and dimensions of the predetermined pattern P, as empirically and/or analytically determined to optimize system performance based on desired performance parameters.

Figure 10 shows in a pictorial fashion the cumulative array C generated from the line image of Fig. 5. A side-by-side comparison of Figure 10 and Figure 5 shows that the cumulative array C contains a local maximum at a point corresponding to the intersection of several lines forming a spiculation in the line image of Figure 5. Using one of many methods, the cumulative array C may be used to generate highlighted regions for display on the display device 118 of Figure 1. For example, the cumulative array C may be thresholded at a certain level, and points exceeding the threshold value may be displayed. Alternatively, a selected number of top values in the cumulative array C may

be selected for display. Other methods may be used as well as will be discussed below.

Figure 11 shows a flowchart showing a spiculation detection and prioritization step 1104 representing a preferred embodiment of the invention. The spiculation detection and prioritization step 1104 is to be performed in place of the spiculation detection and prioritization step 304 of Figure 3. In the preferred embodiment, the $M \times N$ line and direction images have been computed according to the above described methods. However, in the preferred embodiment of step 1104, the cumulative array C is smaller than the $M \times N$ digital mammogram image, having dimensions $A_M \times B_N$, where $A < 1$ and $B < 1$. For example, A and B may both be chosen as 0.25, in which case the cumulative array C has dimensions $0.25M \times 0.25N$. Step 1104 comprises the step 1106 of generating the cumulative array C in a many-to-one mapping, followed by the step 1108 of identifying and prioritizing spiculations based on information in the cumulative array C .

In step 1106, a region of potential intersection is determined for each pixel (i,j) in the digital mammogram image based on the line information and direction information for the pixel (i,j) . For each digital mammogram image pixel (i,j) having line image information with a value "1", the cumulative array C is incremented by a constant value for each pixel located in a region corresponding to a predetermined pattern P' centered at a pixel location (k,l) in the cumulative array C . In particular, the predetermined pattern P' is a proportionally reduced version of the function P shown in Figure 8 for application to the smaller cumulative array C , and (k,l) is chosen such that $k = \text{INT}(Ai)$ and $l = \text{INT}(Bj)$. Thus, for example, where P extended from an inner radius of 15 pixels to 80 pixels, the array P' would extend from about 4 pixels to 20 pixels for $A = B = 0.25$. As before, the region of potential intersection is the predetermined pattern P' rotated by the amount $\text{THETA}(i,j)$ corresponding to the digital mammogram image pixel (i,j) .

The step 1106 is preferable to step 602 in that fewer computations are needed to produce the cumulative array C, thus saving time. This is because fewer pixels in the cumulative array C are incremented for a given pixel (i,j) in the digital mammogram image. The computation time is reduced by a factor roughly equal to the product AB, because only that proportion of pixels in the cumulative array C are incremented when compared to the algorithm of step 602.

Figure 12 diagrammatically illustrates the "many-to-one" mapping which occurs between the M x N digital mammogram image and the AM x BN cumulative array, for the case where $A = B = 0.25$. The mapping is "many-to-one" because the same pixel (k1,l1) in the cumulative array acts as the center for the accumulation of up to 16 different regions of potential intersection corresponding to points (i1,j1) . . . (i1+3,j1+3) in the digital mammogram image.

Measurements have indicated that the CAD system 100 performing spiculation detection in accordance with the present invention represents a drastic increase in speed over the Karssemeijer algorithm. Indeed, it has been found that spiculation detection using the step 304 of Figure 6 results in a several-fold increase in the speed of spiculation detection. In particular, it has been found that where the Karssemeijer method takes 1-2 hours to generate an output, the spiculation detection method using the step 304 of Figure 6 takes less than 20 minutes. Even further, it has been found that if the CAD system 100 uses the step 1104 of Figure 11 in spiculation detection, the computation time is reduced to about 20 seconds. This drastic increase in speed allows the CAD system 100 to be used in everyday radiology practice to increase the accuracy and reliability of the spiculation detection process while not slowing down the radiologist.

Other embodiments for improving results are described below. It will be noted that while the following disclosed principles apply to either the case where the cumulative array C is a full-scale M x N array or a smaller

AM x BN array, the case where C is a full-scale array is described for conciseness and clarity of disclosure.

Figure 13 illustrates a method of computing weights $WT(\theta)$ for weighting regions of potential intersection before accumulation into the cumulative array C in accordance with another embodiment of the present invention. It has been found that lines in a digital mammogram of a real breast will tend to be directed toward the nipple of the breast, as shown in Figure 13(a). The presence of many near-parallel lines tends to cause detection of highly eccentric spiculations as shown in Figure 13(b1), resulting in false positives in the spiculation detection algorithm. It is more desirable to locate and identify the circular, quasi-symmetric-type spiculations as shown in Figure 13(b2), which correspond to spiculations which are more likely to be suspicious, than to identify the highly eccentric spiculations of Figure 13(b1), which are often simply the result of lines facing near the predominant direction which incidentally intersect.

It has been found that weighting the regions of potential intersection by an appropriate function $WT(\theta)$ for the pixel being accumulated will appropriately de-emphasize predominant-direction lines and emphasize lines near the perpendicular to the predominant direction. The function $WT(\theta)$ is computed by first computing statistical information, such as a histogram $H(\theta)$, of pixel directions $\theta(i,j)$ following step 302 of Figure 3. A typical distribution $H(\theta)$ is shown in Figure 13(c), the predominant direction indicated being near $\theta = 90$ degrees in the example shown. The function $WT(\theta)$ is then determined by plotting an inverse to $H(\theta)$ as shown in Figure 13(d). Generally, $WT(\theta)$ will be a minimum where $H(\theta)$ is a maximum.

The exact shape of the plot of $WT(\theta)$ may be varied according to empirical data for yielding the best results. However, $WT(\theta)$ will have a general shape as shown in Figure 13(d). The cumulative array C is incremented

at those locations falling within the rotated and shifted region $P(i,j)$, and is incremented by an amount equal to $WT(THETA(i,j))$ for the pixel (i,j) instead of a constant value, as described in previous embodiments. In this manner, 5 pixels located along lines in the predominant direction are de-emphasized in generating the cumulative array C. Also, pixels located along lines near-perpendicular to the predominant direction are emphasized. This results in the ability to detect spiculations with greater accuracy and 10 precision, and with fewer false positives due to incidental, highly eccentric spiculations.

Figure 14 shows a flowchart illustrating steps for identifying regions of interest to the radiologist in an x-ray mammogram according to another embodiment of the present 15 invention. Figure 14 shows a step 1402 similar to step 202 disclosed above, a step 1404 similar to step 302 disclosed above, and a step 1406 similar to step 602 disclosed above. Performed in parallel with steps 1404 and 1406, however, is a step 1408 for generating mass information. Step 1408 may be 20 performed by using steps known in the art for detecting, classifying, and prioritizing masses. Such steps are disclosed, for example, in Yin et al., "Computerized Detection of Masses in Digital Mammograms: Analysis of Bilateral Subtraction Images," *Med. Phys.* 18(5) (Sept/Oct 25 1991), and in U.S. Pat. No. 5,133,020 to Giger et al, entitled "Automated Method and System for the Detection and Classification of Abnormal Lesions and Parenchymal Distortions in Digital Medical Images," the disclosures of which are hereby incorporated by reference into the present 30 application. Mass information may include, but is not limited to, mass events, each event comprising, for example, mass centroid location, mass area, mass elongation, and mass contrast. Mass information may also include information derived from region-growing algorithms known in the art and 35 described, for example, in Gonzalez, Digital Image Processing at pp. 369-375, the disclosure of which is incorporated herein by reference.

Figure 14 also shows a step 1410 for identifying regions of interest using the cumulative array C along with the above mass information for detecting regions of interest in the digital mammogram. It has been found that mass information may be used in conjunction with spiculation information for reducing certain forms of false positives resulting from radial lines that originate from accidental crossing of lines, or from objects such as "radial scars" from previous biopsies. Many of these false positives can be eliminated at step 1410 by requiring, for local maxima in the cumulative array C, or for other spiculation locations resulting from operations such as thresholding of the cumulative array C, the existence of a central mass density from which the lines originate. Thus, as an example of this embodiment, if there is no mass associated with a local maximum in the array C, as dictated by the above mass information, then this point will not be identified to the radiologist as a highlighted region even though the spiculation identification criteria would otherwise have been met. In this way, false positives are reduced.

Figure 15 shows a novel alternative for step 1408 in determining mass information according to another embodiment of the present invention. It has been found that the spiculation detection algorithm as exemplified by steps 302 and 304 may be modified for detecting masses and for computing mass information for use in step 1410. In particular, it has been found that if at step 302, the gradient of the digital mammogram image is computed instead of the line and direction images, and then the step 304 is executed using the gradient intensity and gradient direction for each pixel (i,j), instead of the binary line value and line direction THETA(i,j) for each pixel (i,j), respectively, the resulting cumulative array, which will now be called a "sphericity array," will contain high values at mass locations instead of spiculation locations.

Shown at Figure 15 is a step 1502 for computing the gradient of the digital mammogram image using methods known

in the art, such as the Sobel matrix method. Resulting from the step 1502 is a gradient plane which, for each pixel (i,j), comprises a gradient intensity value and a gradient direction value. Shown at step 1504 is a step for

5 determining, for each gradient plane pixel (i,j), a "region of potential centroid" using the gradient intensity value and the gradient direction value for the pixel (i,j). The region of potential centroid is computed in manner similar to the region of potential intersection described above, using

10 gradient intensity instead of the binary line information and using gradient direction instead of line direction THETA(x,y). Shown at step 1506 is the step of accumulating, in a manner similar to that for regions of potential intersection for the previous spiculation detection

15 embodiments, the regions of potential centroids into the sphericity array. Finally, shown at step 1508 is the step of using the information in the sphericity array for determining mass information, using steps similar to those for using the cumulative array information to detect spiculations. The

20 mass information may then be used in conjunction with the spiculation information at step 1410 of Figure 14, as discussed previously. Using this approach, the mass information may be computed faster than in prior art mass information computation algorithms by using a forward

25 direction algorithm.

Another embodiment of the present invention may be used at step 1410 for handling intermediate cases of spiculations. There is a class of breast masses that are not heavily spiculated, but rather circumscribed with small

30 spiculations or very few spiculations which, while producing some signal in the cumulative array C, would not otherwise be detected as spiculations by the spiculation detection algorithm disclosed. A technique known as a "local attention" algorithm may be used for these intermediate cases

35 as follows. Strong (high probability) circumscribed mass candidates are detected by algorithms such as those disclosed for step 1408 discussed previously. Once regions containing

strong circumscribed mass candidates are identified, the thresholds such as those described above for detecting high probability spiculation candidates are lowered in these regions. When this technique of "local attention" is
5 employed in this manner, the spiculations identified by means of the reduced thresholds are used to further classify and describe a measure of "spiculatedness" for a circumscribed mass in order to increase its level of concern.

Thus, in this embodiment of the invention, local
10 attention is given to the cumulative array near locations having a strong circumscribed mass candidate. The cumulative array is thresholded by a first threshold value in a first region not including the strong circumscribed mass candidate location, whereas the cumulative array is thresholded by a
15 second value less than the first value in a second region which includes said strong circumscribed mass candidate. In this manner, spiculations which otherwise would have fallen below a threshold value in the cumulative array are detected when associated with a strong circumscribed mass candidate,
20 for assigning a value of spiculatedness to the circumscribed mass candidate.

Figure 16 shows a method for locating noneccentric spiculations for increased precision, accuracy, and reduction of false positives according to a preferred embodiment of the
25 invention. In general, this preferred embodiment is directed toward weighting the regions of potential intersection $P(i,j)$ for each image pixel and accumulating the weighted regions into separate accumulation arrays having different characteristics. The separate accumulation arrays are then
30 combined in a novel manner to produce a spiculation output array for locating noneccentric spiculations. It is to be noted that the method of Figure 16 as described below may be modified for operating in conjunction with the statistics-based emphasis method of Fig. 13, the smaller cumulative
35 array method of Figs. 11 and 12, and/or the parallel mass-detection and processing method of Figure 14.

Figure 16 shows a scanning and digitizing step 1602 similar to step 202, and a line and direction detection step 1604 which operates in a manner similar to step 302. Figure 16 further shows a step 1606 for generating a first
 5 accumulation plane ACC1, a second accumulation plane ACC2, and a third accumulation plane ACC3. The accumulation planes ACC1, ACC2, and ACC3 are each computed in a manner similar to the computation of the cumulative array C described with respect to previous embodiments, except that the amount by
 10 which the accumulation planes are incremented is equal to functions $W1(i,j)$, $W2(i,j)$, and $W3(i,j)$, respectively, for those locations in the accumulation planes falling within the translated and rotated predetermined pattern $P(i,j)$.

Keeping in mind that the values $THETA(i,j)$ were
 15 computed at step 1604, the values for $W1$, $W2$, and $W3$ are as follows:

$$W1(i,j) = \cos^2(THETA(i,j)) \quad (4)$$

$$W2(i,j) = \sin^2(THETA(i,j)) \quad (5)$$

$$W3(i,j) = 2\cos(THETA(i,j))\sin(THETA(i,j)) \quad (6)$$

20

Figure 16 also shows a step 1608 for generating a spiculation activity plane $ACT(i,j)$ and a spiculation eccentricity plane $ECC(i,j)$, which are to be computed according to the following equations:

25

$$ACT(i,j) = W1(i,j) + W2(i,j) \quad (7)$$

$$ECC(i,j) = \sqrt{(W1(i,j) - W2(i,j))^2 + W3^2(i,j)} \quad (8)$$

30

Generally, when computed according to the above equations, the spiculation activity plane $ACT(i,j)$ will be higher in those areas corresponding to spiculations, and both $ACT(i,j)$ and the spiculation eccentricity plane $ECC(i,j)$ will
 35 be low in those areas not corresponding to spiculations. Further, it has been found that, generally speaking, the spiculation eccentricity plane $ECC(i,j)$ will be higher in

those areas corresponding to more eccentric spiculations exemplified by Figure 13(b1), but will be lower in those areas corresponding to more circularized spiculations exemplified by Figure 13(b2). In view of these

5 characteristics, it has been found that a spiculation output array $SO(i,j)$ may be computed from $ACT(i,j)$ and $ECC(i,j)$ such that $SO(i,j)$ has desired characteristics in that $SO(i,j)$ is high in those areas having circularized (i.e., noneccentric) spiculations and low otherwise. The step of computing
10 $SO(i,j)$ is shown at step 1610 of Fig. 16.

In particular, it has been found that $SO(i,j)$ may obtain the desired characteristics when computed according to the following equation:

$$15 \quad SO(i,j) = R1 * ACT(i,j) - R2 * ECC(i,j) \quad (9)$$

In the above equation, $R1$ and $R2$ are constants greater than zero. It has further been found that better results are obtained for $R1 > R2$, and in a preferred
20 implementation, $R1 = 2$ while $R2 = 1$.

Figure 16 further shows a step 1612 for generating mass information related to the digital mammogram image. It is to be appreciated that the step 1612 may be performed serially or in parallel with the steps 1604-1610. Figure 16
25 further shows a step 1614 for identifying regions of interest and a step 1616 for displaying the regions of interest.

In general, the step 1614 of Figure 16 may be performed in a manner similar to the step 1410 of Figure 14. However, it is to be appreciated that, in light of the above
30 descriptions, there have been described several features which, according to another embodiment of the present invention, may be taken together in one of many ways for indicating regions of interest responsive to the presence of spiculated or stellate masses. Table 1 includes a non-
35 limiting list of some of these features.

TABLE 1

Feature	Name	Description
1. ECC(i,j)	Eccentricity plane	Inversely related to circularity of spiculations centered at (i,j)
2. ACT(i,j)	Spiculation activity plane	Related to the presence of spiculations centered at (i,j)
3. SO(i,j)	Spiculation output plane	Example: $SO(i,j) = 2*ACT(i,j) - ECC(i,j)$
4. Sphericity(i,j)	Sphericity plane	Related to presence of circumscribed masses centered at (i,j)
5. C(i,j)	Cumulative array	Related to the presence of spiculations centered at (i,j)
6. Mass events		Examples include mass centroid location, mass area, mass elongation, and mass contrast.

A method of linear classifiers using rule-based cuts (thresholds) on each feature, or in combination of two features taken together, may be used to determine regions of interest. By way of non-limiting example, simply the value of $SO(i,j)$ may be thresholded by a threshold value. In another example, a plot may be made of $(1/ECC(i,j))$ versus elongation for events having a value of mass area above a certain threshold. Minimum threshold values along the abscissa and ordinate may be selected, and events falling in the upper right quadrant may be selected as regions of interest, with a view toward not identifying large elongated masses, as determined by mass algorithms, unless they are

associated with a highly circular spiculation, as determined by spiculation algorithms. The values of thresholds used may be determined empirically by examining the distribution or true and false positive indications.

5 By way of further non-limiting example, a plot of $SO(i,j)$ versus $(1/ECC(i,j))$ may be made, and events falling within an upper right quadrant of the plot may be selected, with a view toward identifying large magnitude spiculations which are also highly circular. It can be seen that many
10 linear classifier methods may be used based on the entries of Table 1 falling within the scope of the present invention. It is also noted that a standard back-propagation neural network classifier may be used in conjunction with the features of Table 1 and other features, the neural network
15 classifier being trained on multiple examples of true and false positive indications.

While preferred embodiments of the invention have been described, these descriptions are merely illustrative and are not intended to limit the present invention. For example,
20 although the embodiments of the invention described above were in the context of a system for computer aided diagnosis and detection of breast carcinoma in x-ray films, those skilled in the art will recognize that the disclosed methods and structures are readily adaptable for broader
25 applications. For example, the invention is applicable to many other types of CAD systems for detection of other types of medical abnormalities.

30

35

CLAIMS

What is claimed is:

1. A method of detecting spiculations in an image, the
5 image having pixels, comprising the steps of:
determining a region of potential intersection for each
of a plurality of image pixels using line
information and direction information related to
that image pixel;
10 accumulating said regions of potential intersection to
produce a cumulative array;
processing information contained in said cumulative
array for identifying the spiculations in the
image.
15
2. The method of claim 1, wherein said step of determining
a region of potential intersection is performed for
substantially every image pixel.
- 20 3. The method of claim 2, wherein said step of determining
a region of potential intersection comprises the steps of:
determining, according to the line information related
to the image pixel, whether the image pixel is
located along a line; and
25 if the image pixel is located along a line, selecting a
region centered on the image pixel corresponding to
a predetermined pattern, said predetermined pattern
being rotated by an amount related to the direction
information related to the image pixel.
30
4. The method of claim 3, wherein said step of determining
a region of potential intersection comprises the step of
selecting a null region if the image pixel is not located
along a line.
35
5. The method of claim 4, said predetermined pattern having
a center, said predetermined pattern comprising two generally

rectangular portions symmetrically positioned around the center and extending from an inner radius to an outer radius.

6. The method of claim 5, wherein the inner and outer radii
5 of the predetermined pattern are chosen according to a radius of a desired spiculation size.

7. The method of claim 6, wherein the inner radius of the
predetermined pattern is less than the radius of the desired
10 spiculation size, and wherein the outer radius of the
predetermined pattern is greater than the radius of the
desired spiculation size.

8. The method of claim 4, the image being M by N pixels in
15 size, said cumulative array being M by N pixels.

9. The method of claim 4, said step of accumulating said
regions of potential intersection comprising the step of, for
each of said image pixels, incrementing all pixels in said
20 cumulative array located within said region of potential
intersection for the image pixel by a first amount.

10. The method of claim 2, the image being M by N pixels in
size, said cumulative array having a size of AM by BN pixels,
25 where $A < 1$ and $B < 1$, said step of determining a region of
potential intersection comprising the steps of:

determining, according to the line information related
to the image pixel, whether the image pixel is
located along a line, the image pixel having
30 coordinates; and
if the image pixel is located along a line, selecting a
region centered on a proportional center pixel
corresponding to a predetermined pattern, said
predetermined pattern being rotated by an amount
35 related to the direction information related to the
image pixel, wherein said proportional center pixel

has coordinates equal to said coordinates of the image pixel scaled by A and B.

11. The method of claim 10, wherein said coordinates of the image pixel comprise a first coordinate and a second coordinate, and wherein said coordinates of said proportional center pixel comprise a first coordinate equal to said first coordinate of said image pixel multiplied by A and integerized, and wherein said coordinates of said proportional center pixel further comprise a second coordinate equal to said second coordinate of said image pixel multiplied by A and integerized.

12. The method of claim 11, said step of accumulating said regions of potential intersection comprising the step of, for each of said image pixels, incrementing all pixels in said cumulative array located within said region of potential intersection for the image pixel by a first amount.

13. The method of claim 9, wherein said first amount is a fixed amount independent of the direction information corresponding to the pixel.

14. The method of claim 9, further comprising the steps of:
computing line information and direction information related to substantially every image pixel; and
computing a weighting function based on statistical information related to the direction information for substantially every image pixel and being a function of direction information;
wherein

said first amount is equal to the weighting function corresponding to the direction information related to the image pixel.

15. The method of claim 14, the image pixel having coordinates (i,j), said weighting function being a function

WT(theta), said direction information related to the pixel being an angle THETA(i,j) and corresponding to a tangent of a line passing through the image pixel, wherein said first amount is equal to WT(THETA(i,j)).

5

16. The method of claim 15, said step of computing the weighting function WT(theta) comprising the steps of:

computing a histogram H(theta) of the direction information THETA(i,j) for all image pixels;

10 computing the weighting function WT(theta) having an inverse relationship to the histogram H(theta), the weighting function WT(theta) having a minimum value for a value of theta corresponding to a maximum value of the histogram H(theta).

15

17. The method of claim 1, said step of processing information contained in said cumulative array for identifying the spiculations in the image comprising the step of locating local maxima in said cumulative array for

20 locating spiculations in the image.

18. The method of claim 1, said step of processing information contained in said cumulative array for identifying the spiculations in the image comprising the step
25 of thresholding said cumulative array for locating spiculations in the image.

19. A method of detecting regions of interest in an image, the image having pixels, comprising the steps of:

30 computing mass information corresponding to said image, including mass location information;

determining a region of potential intersection for each of a plurality of image pixels using line information and direction information related to
35 that image pixel;

accumulating said regions of potential intersection to produce a cumulative array; and

using information contained in said cumulative array in conjunction with said mass information for identifying regions of interest in said image.

5 20. The method of claim 19, said step of using information contained in said cumulative array comprising the steps of:
locating a spiculation by using information in said
cumulative array; and
comparing said spiculation location with said mass
10 location information for determining the presence of a region of interest.

21. The method of claim 20, said step of locating a spiculation comprising the step of identifying a location of
15 a local maximum in said cumulative array.

22. The method of claim 20, said step of locating a spiculation comprising the step of thresholding said cumulative array for identifying spiculations near locations
20 where said cumulative array exceeds a threshold value.

23. The method of claim 22, said threshold value being a constant value.

25 24. The method of claim 19, said step of using information contained in said cumulative array comprising the steps of:
identifying a location of a strong circumscribed mass candidate using said mass information;
thresholding a first region of said cumulative array
30 with a first threshold, said first region not including said strong circumscribed mass candidate location;
thresholding a second region of said cumulative array
with a second threshold, said second region
35 including said strong circumscribed mass candidate location, said second threshold being lower than said first threshold; and

if said second threshold is exceeded at said strong circumscribed mass candidate location, indicating a region of interest at said strong circumscribed mass candidate location.

5

25. The method of claim 19, said step of computing mass information comprising the steps of:

computing a gradient plane from said image, said
gradient plane having pixels, each gradient plane
10 pixel having a gradient intensity value and a
gradient direction value;
determining a region of potential centroid for each
gradient plane pixel using the gradient intensity
value and gradient direction value for that pixel;
15 accumulating said regions of potential centroid to
produce a sphericity array; and
using information contained in said sphericity array for
determining said mass information.

20 26. The method of claim 25, wherein said step of determining a region of potential centroid comprises the step of selecting a region centered on the gradient plane pixel corresponding to a predetermined pattern, said predetermined pattern being rotated by an amount related to the gradient
25 direction value for the gradient plane pixel.

27. The method of claim 26, said predetermined pattern having a center, said predetermined pattern comprising two generally rectangular portions symmetrically positioned
30 around the center and extending from an inner radius to an outer radius.

28. The method of claim 27, wherein the inner and outer radii of the predetermined pattern are chosen according to a
35 radius of a desired mass size.

29. The method of claim 28, said step of accumulating said regions of potential centroid comprising the step of, for each of said gradient plane pixels, incrementing all pixels in said sphericity array located within said region of
5 potential centroid by an amount corresponding to the gradient intensity value for that gradient plane pixel.

30. The method of claim 25, said step of using information contained in said cumulative array comprising the steps of:
10 identifying a location of a strong circumscribed mass candidate using said mass information;
thresholding a first region of said cumulative array with a first threshold, said first region not including said strong circumscribed mass candidate
15 location;
thresholding a second region of said cumulative array with a second threshold, said second region including said strong circumscribed mass candidate location, said second threshold being lower than
20 said first threshold; and
if said second threshold is exceeded near said strong circumscribed mass candidate location, indicating a region of interest near said strong circumscribed mass candidate location.

25
31. The method of claim 19, said mass information including mass events, each event comprising mass centroid location, mass area, mass elongation, and mass contrast, said step of using information contained in said cumulative array
30 comprising the step of using linear classifiers for prioritizing said mass events.

32. A method of detecting spiculations in an image, said method being capable of locating noneccentric spiculations,
35 the image having pixels, said method comprising the steps of:
determining a region of potential intersection for each of a plurality of image pixels using line

information and direction information related to
that image pixel;
computing a plurality of weights corresponding to each
of said plurality of image pixels;
5 accumulating, for each of said plurality of image
pixels, said plurality of weights into a plurality
of accumulation planes for those pixels located
within said region of potential intersection for
that image pixel; and
10 processing information contained in said plurality of
accumulation planes for identifying the
noneccentric spiculations in the image.

33. The method of claim 32, wherein said plurality of image
15 pixels comprises substantially every pixel in said image.

34. The method of claim 33, wherein said step of determining
a region of potential intersection comprises the steps of:
determining, according to the line information related
20 to the image pixel, whether the image pixel is
located along a line; and
if the image pixel is located along a line, selecting a
region centered on the image pixel corresponding to
a predetermined pattern, said predetermined pattern
25 being rotated by an amount related to the direction
information related to the image pixel.

35. The method of claim 34, wherein said step of determining
a region of potential intersection further comprises the step
30 of selecting a null region if the image pixel is not located
along a line.

36. The method of claim 35, said plurality of accumulation
planes comprising a first accumulation plane ACC1, a second
35 accumulation plane ACC2, and a third accumulation plane ACC3,
wherein said first, second, and third accumulation planes
ACC1, ACC2, and ACC3 are capable of being processed for

producing a spiculation activity plane ACT and a spiculation eccentricity plane ECC for use in locating noneccentric spiculations.

- 5 37. The method of claim 36, said plurality of accumulation planes, said spiculation activity plane ACT and said spiculation eccentricity plane ECC each comprising pixels with coordinates (i,j) , said step of processing information in said plurality of accumulation planes further comprising
- 10 the steps of:
- computing said spiculation activity plane ACT and said spiculation eccentricity plane ECC using information in said plurality of accumulation planes such that said spiculation activity plane
 - 15 ACT comprises pixel values related to the presence of spiculations, and such that said spiculation eccentricity plane ECC comprises pixel values related to the presence of eccentric spiculations;
 - forming a spiculation output plane SO, said spiculation
 - 20 output plane comprising pixels with coordinates (i,j) , said spiculation output plane SO being a function of said spiculation activity plane ACT and said spiculation eccentricity plane ECC at each pixel; and
 - 25 using information in said spiculation output plane SO for identifying the noneccentric spiculations in the image.

38. The method of claim 37, wherein $SO(i,j)$ is set equal to

30 a first constant multiplied by $ACT(i,j)$ added to a second constant multiplied by $ECC(i,j)$.

39. The method of claim 38, wherein said first constant is equal to 2 and said second constant is equal to -1.

35

40. The method of claim 39, the image pixels having coordinates (i,j) , said direction information being an angle

- THETA(i,j), said plurality of weights corresponding to each image pixel comprising a first weight W1(i,j) for accumulating into said first accumulation plane ACC1, a second weight W2(i,j) for accumulating into said second accumulation plane ACC2, and a third weight W3(i,j) for accumulating into said third accumulation plane ACC3, said first weight W1(i,j) being proportional to $(\cos(\text{THETA}(i,j)))^2$.
- 10 41. The method of claim 40, said second weight W2(i,j) being proportional to $(\sin(\text{THETA}(i,j)))^2$, and said third weight W3(i,j) being proportional to $2\cos(\text{THETA}(i,j))\sin(\text{THETA}(i,j))$.
- 15 42. The method of claim 41, said step of computing said spiculation activity plane ACT and said spiculation eccentricity plane ECC comprising the steps of:
- for each pixel at location (i,j), setting ACT(i,j) equal to $W1(i,j) + W2(i,j)$; and
- 20 for each pixel at location (i,j), setting ECC(i,j) equal to $\text{SQRT}((W1(i,j) - W2(i,j))^2 + (W3(i,j))^2)$.
43. The method of claim 42, said method further comprising the steps of:
- 25 computing mass information corresponding to said image, said mass information including mass events, each event comprising mass centroid location, mass area, mass elongation, and mass contrast; and
- using information contained in said SO, ACT and ECC
- 30 arrays in conjunction with said mass information for identifying regions of interest in said image, including the step of using linear classifiers for prioritizing said mass events.
- 35 44. An apparatus for detecting spiculated lesions in a digital mammogram, said apparatus comprising:

a first memory for storing an image comprising pixels,
each pixel containing line information and
direction information derived from said digital
mammogram;
5 a processor for determining a region of potential
intersection for each of a plurality of image pixel
using said line information and direction
information; and
an accumulator for accumulating said regions of
10 potential intersection to produce a cumulative
array;
wherein the spiculated lesions in the digital mammogram
may be detected by processing information contained in said
cumulative array.

15

45. A computer-readable medium which can be used for
directing an apparatus to detect spiculations in an image,
comprising:

means for directing a first memory of said apparatus to
20 store an image comprising pixels, each pixel
containing line information and direction
information derived from said digital mammogram;
means for directing a processor of said apparatus to
determine a region of potential intersection for
25 each image pixel using said line information and
direction information; and
means for directing an accumulator of said apparatus for
accumulating said regions of potential intersection
to produce a cumulative array;
30 wherein the spiculated lesions in the digital mammogram
may be detected by processing information contained in said
cumulative array.

46. A method of detecting spiculations in an image, the
35 image having pixels, comprising the steps of:
computing line information and direction information for
each image pixel, said line information being equal

to a nonzero constant if said pixel lies along a line, said line information being equal to zero otherwise, said direction information being equal to the angle THETA of a tangent to said line if
5 said pixel lies along said line;
determining a region of potential intersection for each image pixel using line information and direction information related to that image pixel, comprising the steps of:
10 determining, according to the line information related to the image pixel, whether the image pixel is located along a line; and
if the image pixel is located along a line, selecting a region centered on the image
15 pixel corresponding to a predetermined pattern, said predetermined pattern being rotated by the angle THETA for that image pixel; and
selecting a null region if the image pixel is
20 not located along a line;
accumulating said regions of potential intersection to produce a cumulative array;
processing information contained in said cumulative array for identifying the spiculations in the
25 image, comprising the step of identifying local maxima in said cumulative array;
wherein said predetermined pattern has a center, and wherein said predetermined pattern comprises two generally rectangular portions symmetrically positioned around the
30 center and extending from an inner radius to an outer radius, said inner radius and said outer radius being determined according to a desired spiculation size.

35

1/11

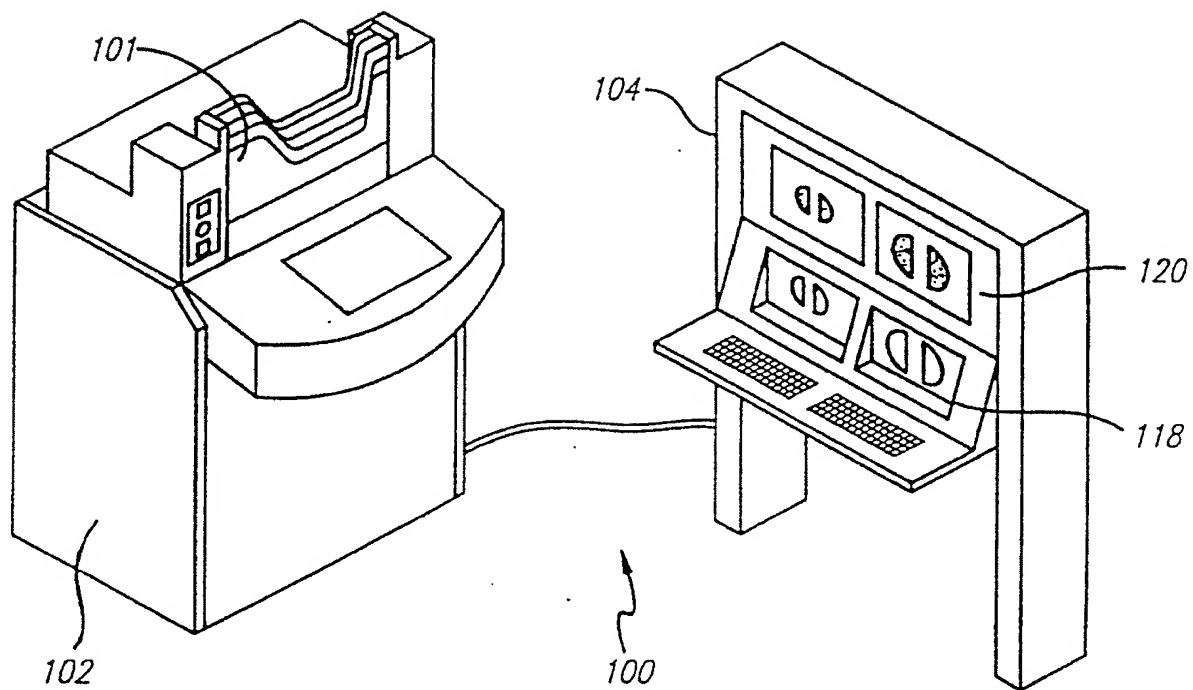


FIG. 1a

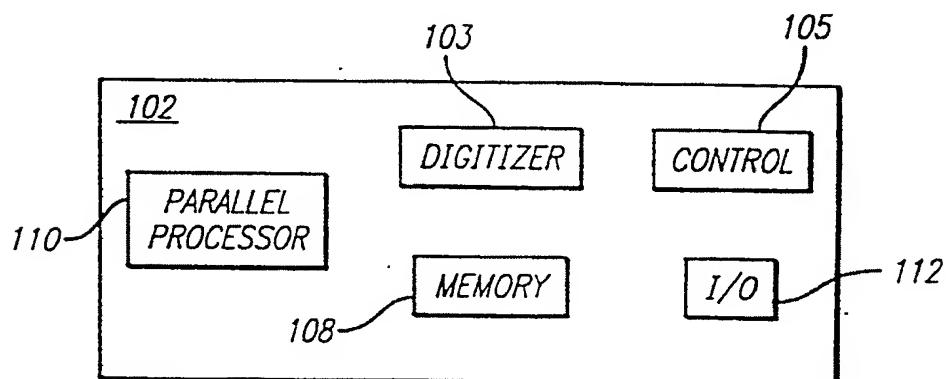


FIG. 1b

2/11

FIG. 2

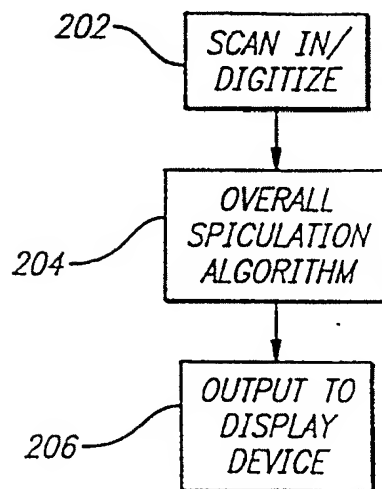


FIG. 3

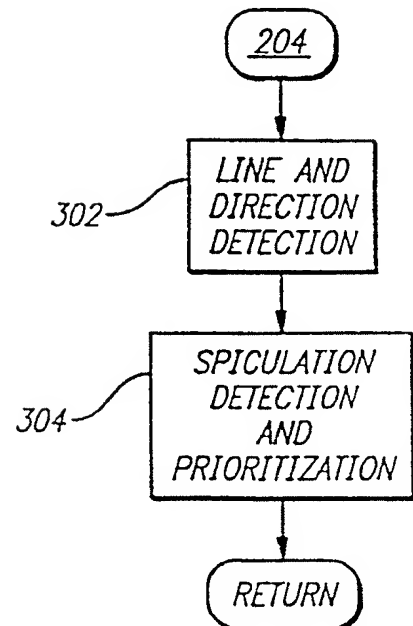
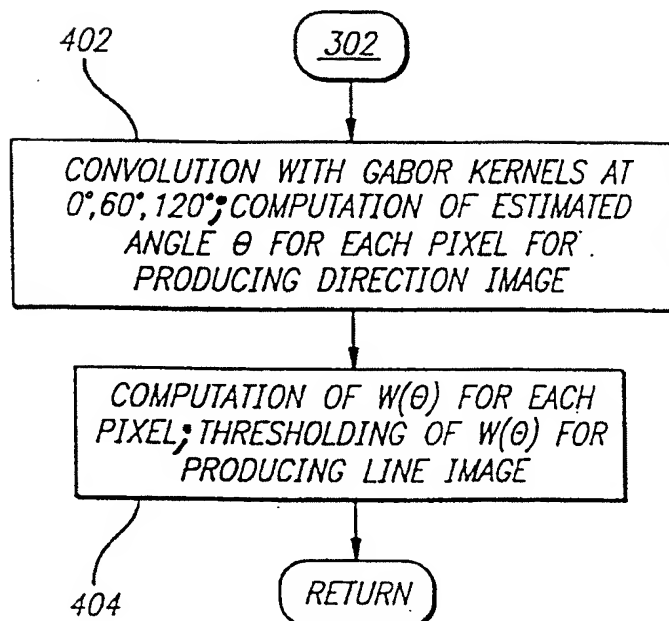


FIG. 4



3/11

FIG. 5

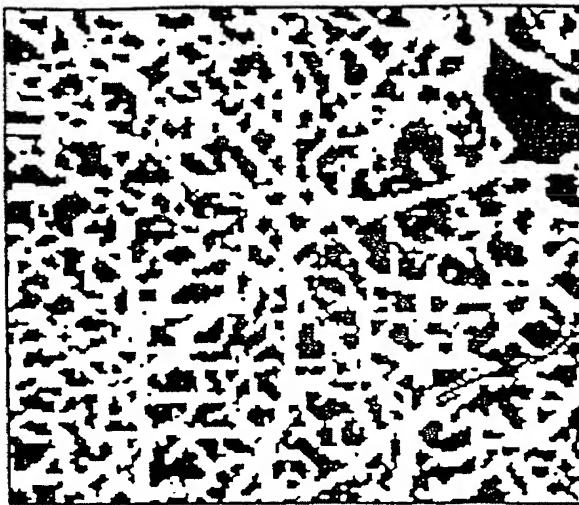
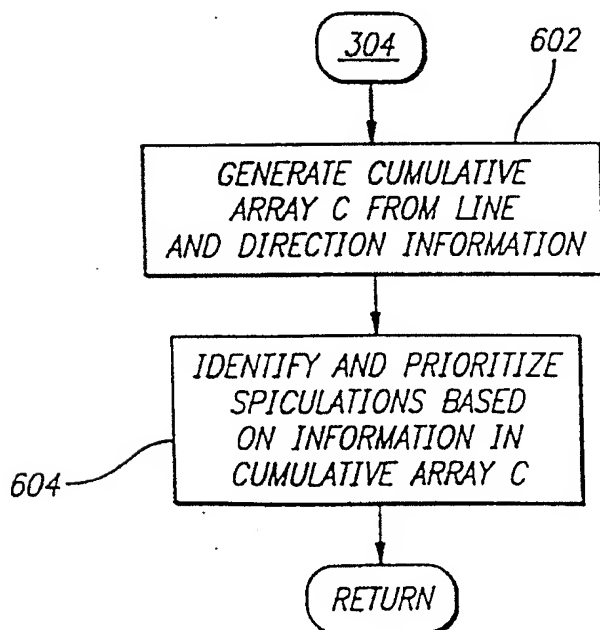


FIG. 6



4/11

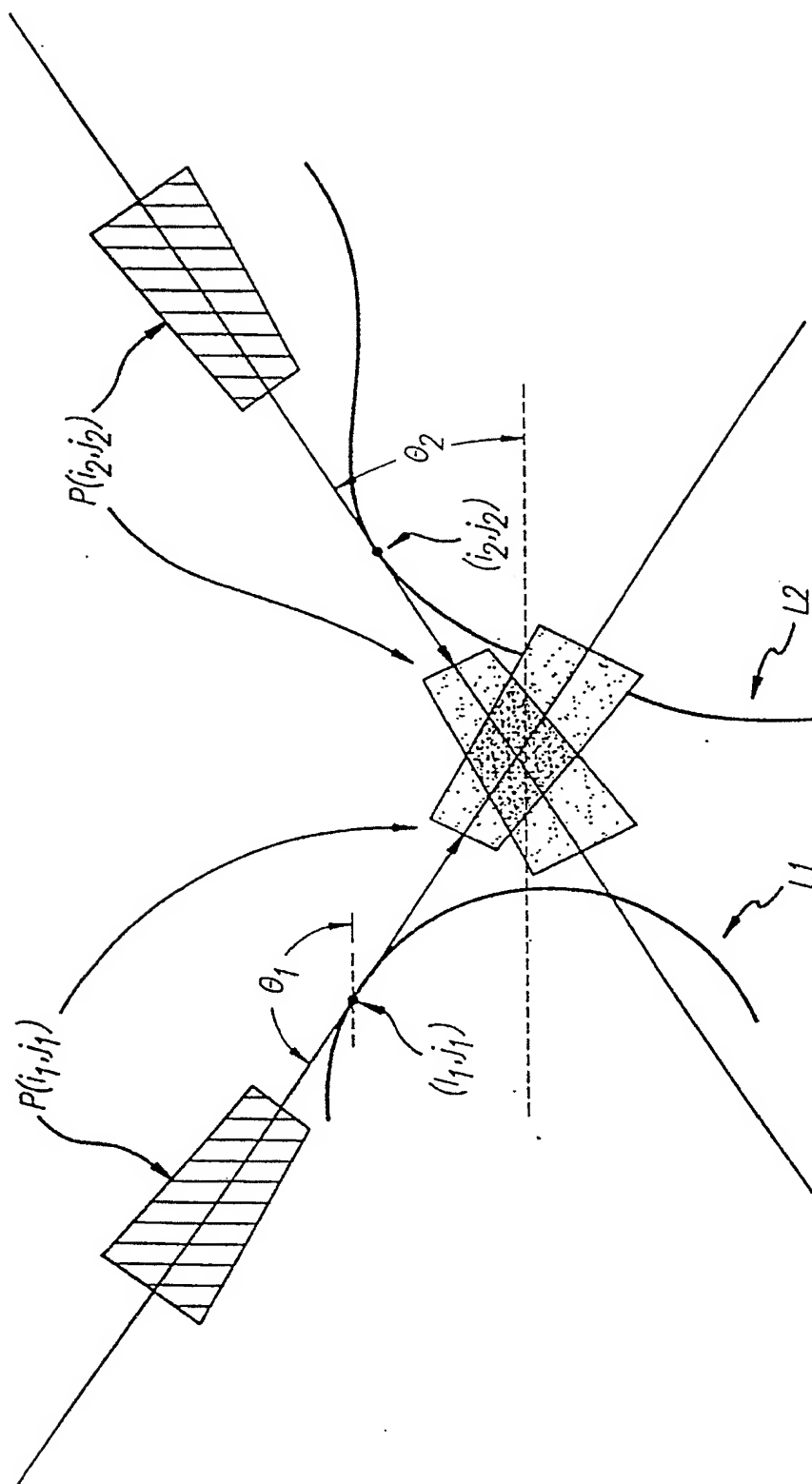


FIG. 7

5/11

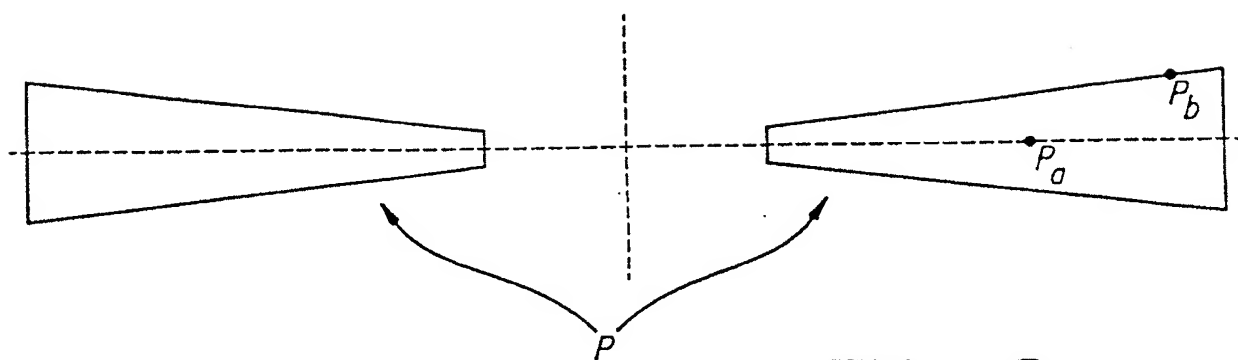


FIG. 8

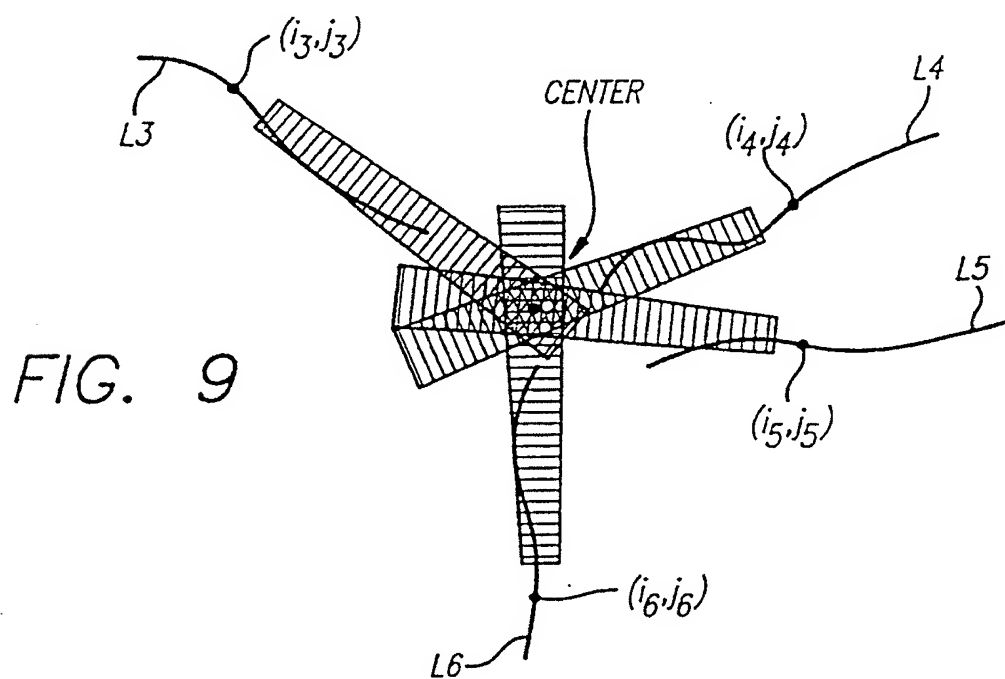


FIG. 9

6/11

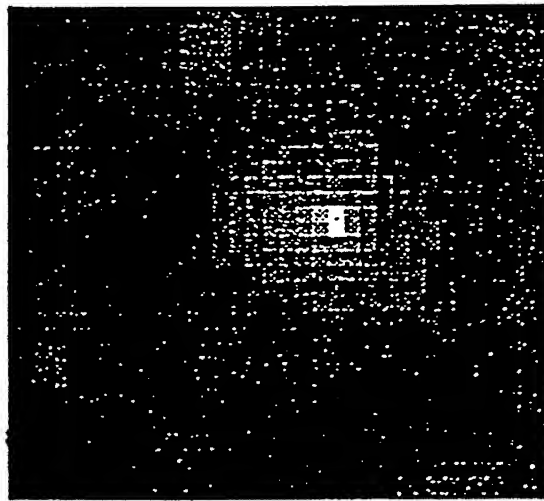


FIG. 10

7/11

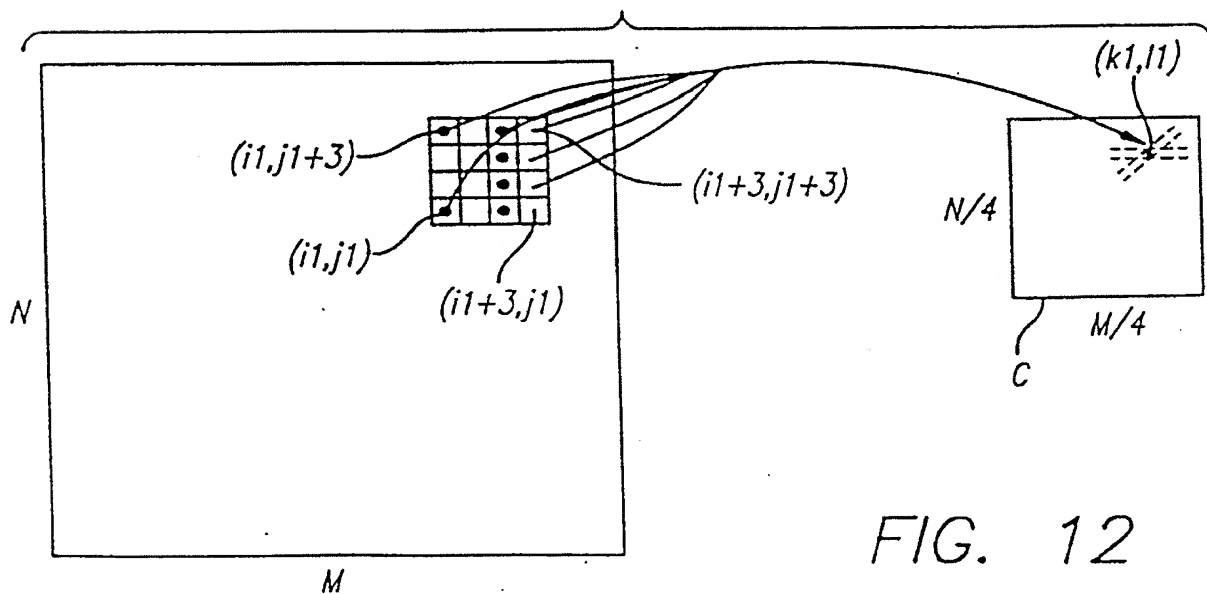
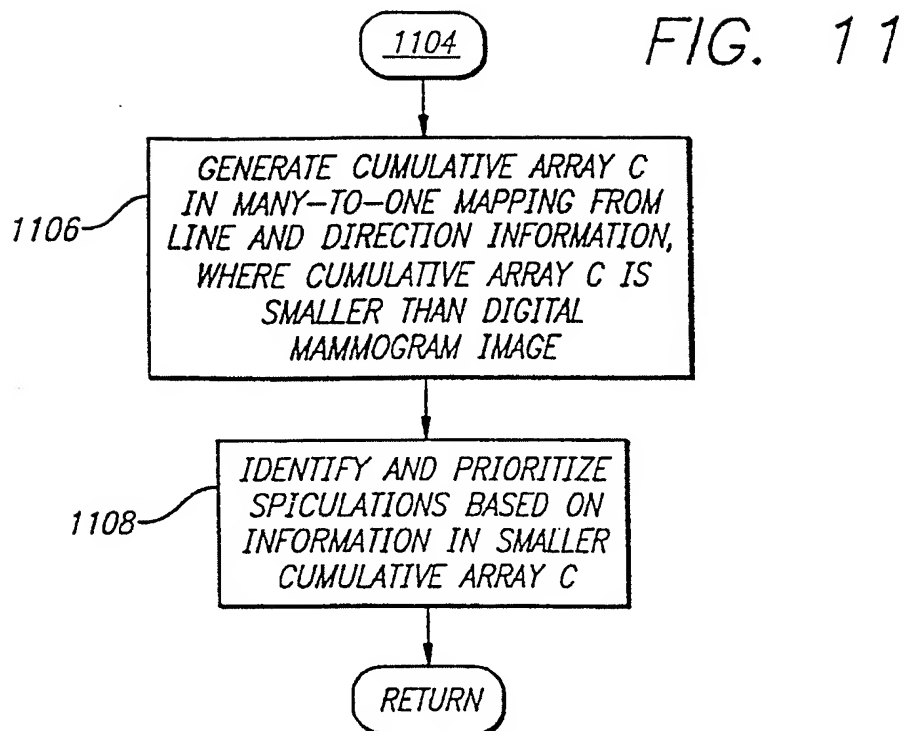


FIG. 12

8/11

FIG. 13(a)

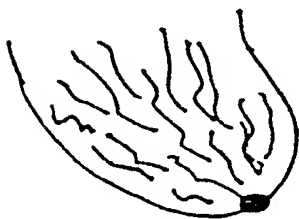
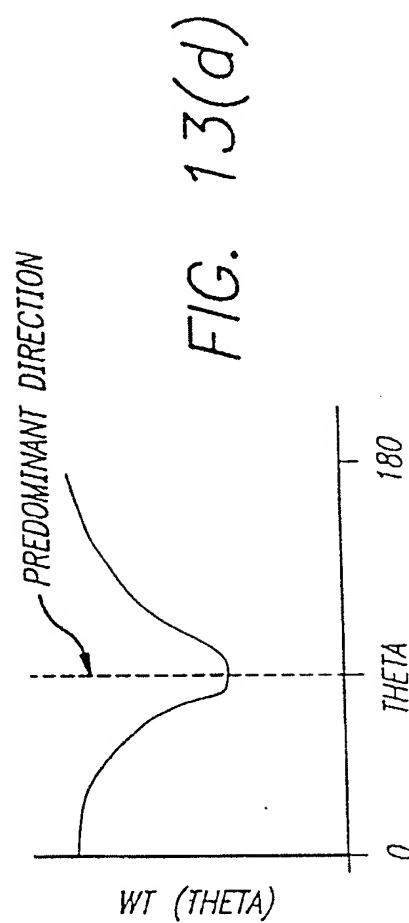
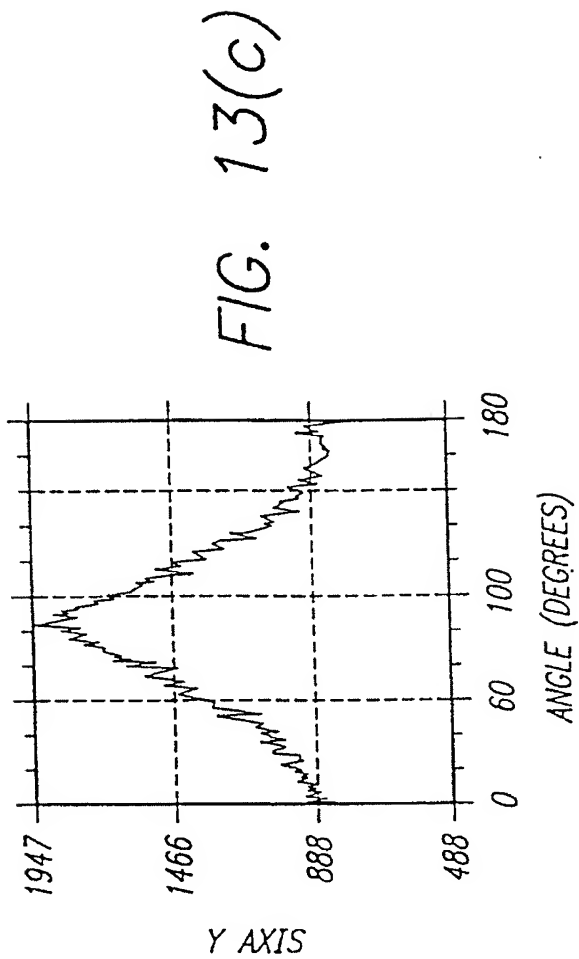


FIG. 13(b1)



FIG. 13(b2)



9/11

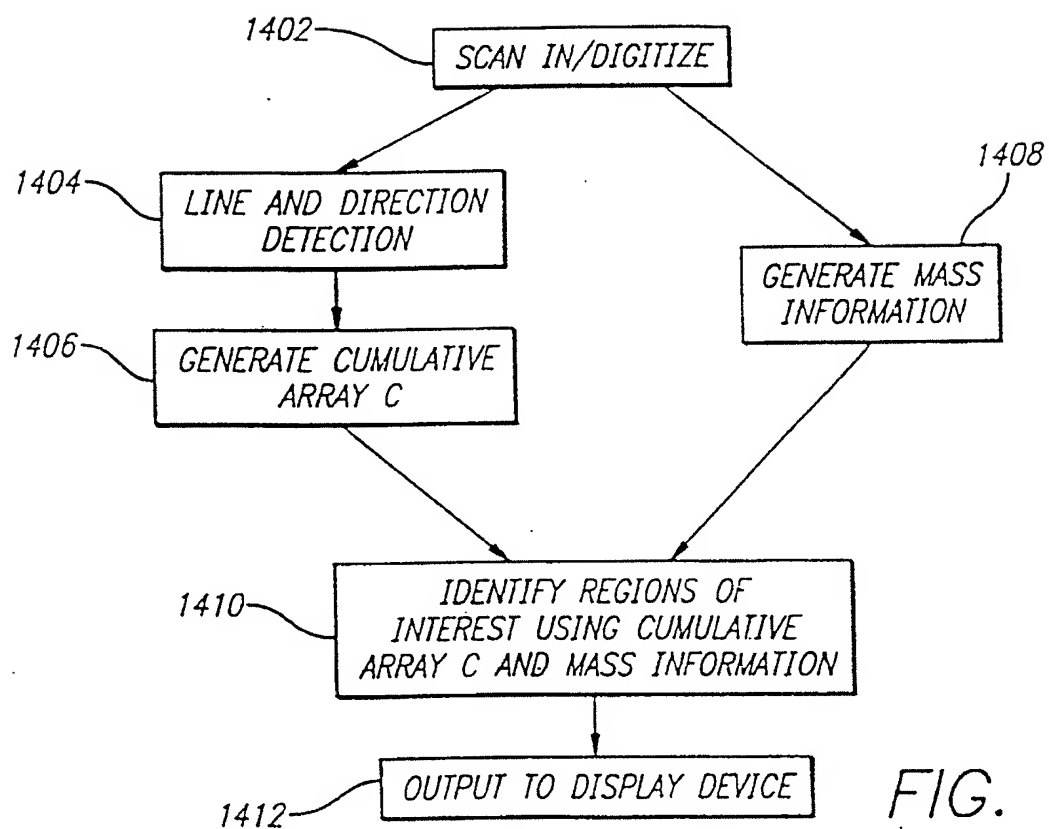
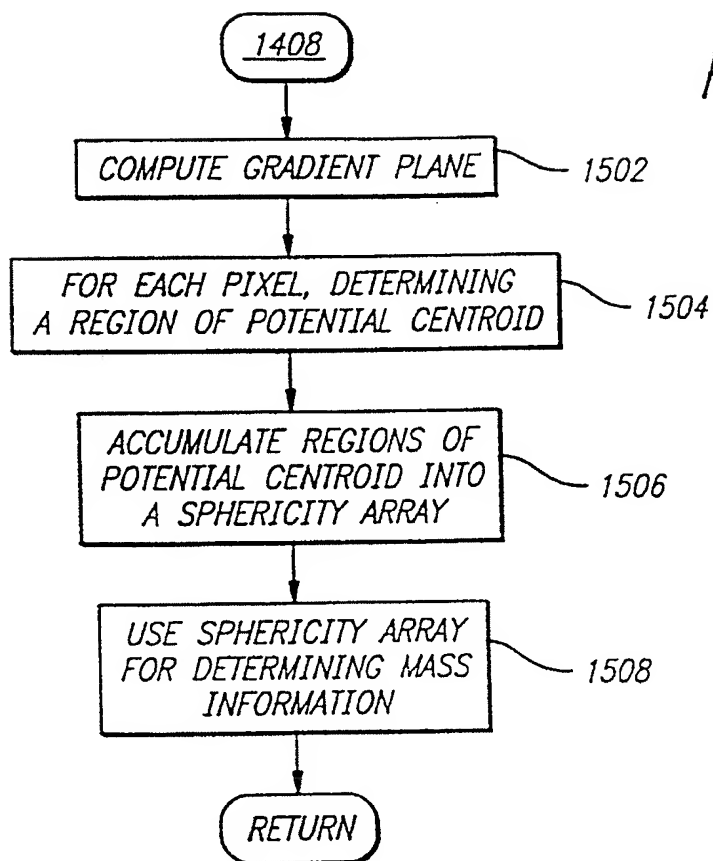


FIG. 14

10/11

FIG. 15



11/11

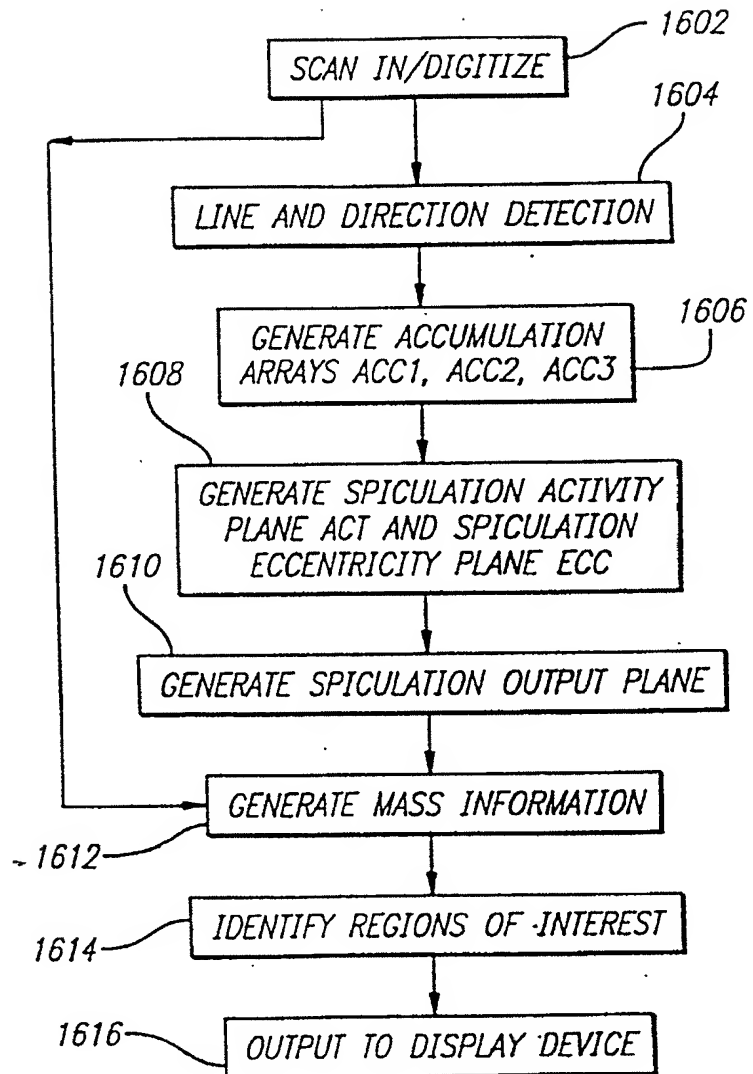


FIG. 16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US98/11729

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(6) : G06K 9/00;
US CL : 378/37; 382/128, 131, 132, 171;
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

U.S. : 378/37; 382/128, 131, 132, 171;

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
none

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)


APS
mammogram, histogram, spiculation, lesions, microcalcification

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5,003,979 A(MERICKEL et al) 02 April 1991, col. 6, lines 5-65, col. 11, lines 18-38, fig. 2, elements 44-46, col. 10, lines 5-15.	1-46
Y	US 4,851,984 A (DOI et al) 25 July 1989, col. 5, lines 10-60, col. 16, lines 5-50, figs. 9C, 9D, 13B	1-46
Y	US 5,657,362 A (GIGER et al.) 12 August 1997, col. 11, lines 1-66, col. 12, lines 1-62, fig. 25, elements 2505-2507, fig. 12, elements 201-205, fig. 4B.	1, 19, 44, 46
Y	US 5,212,637 A (SAXENA) 18 Mya 1993, col. 6, lines 44-68, col. 7, lines 1-68, col. 8, lines 1-45.	36-42

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
E earlier document published on or after the international filing date	*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	*Z* document member of the same patent family
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 05 AUGUST 1998	Date of mailing of the international search report 07 OCT 1998
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230	Authorized officer AMELIA AU  Telephone No. (703) 308-7728

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US98/11729

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5,598,481 A (NISHIKAWA et al) 28 January 1997, fig. 20, col. 24, lines 1-50, col. 3, lines 35-65.	1-46
A	US 5,235,510 A (YAMADA et al.) 10 August 1993, abstract, lines 1-20.	1-46
A	US 5,537,485 A (NISHIKAWA et al) 16 July 1996, col. 8, lines 15-65.	1-46

DATA PROCESSOR AND DATA PROCESSING METHOD FOR FOURIER TRANSFORM SPECTROMETER

Publication number: JP10090065 (A)

Publication date: 1998-04-10

Inventor(s): YOKOTA HIROSHI; KIMURA HIDEKAZU; KIMURA MASAOKI; HOSOYA MASAHIRO
+

Applicant(s): KURASHIKI BOSEKI KK +

Classification:

- international: G01J3/45; G01J3/45; (IPC1-7): G01J3/45

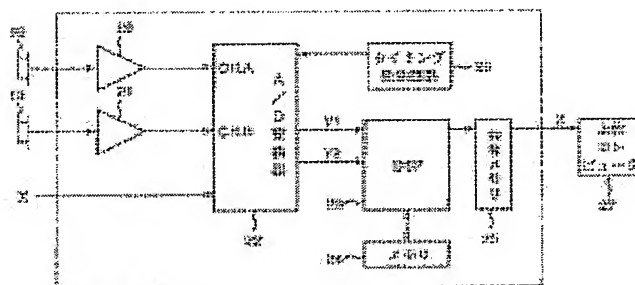
- European:

Application number: JP19960240354 19960911

Priority number(s): JP19960240354 19960911

Abstract of JP 10090065 (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a data processing method for Fourier transform spectrometer in which the accuracy of longitudinal axis and the maximum measuring wave number can be improved. **SOLUTION:** In the Fourier transform spectrometer, a large number of laser interference signal data and interferogram signal data are sampled at a short time interval of 200kHz, for example, and stored in a memory 24. These data are processed by a data signal processor 23 according to a software thus obtaining an interferogram. Since the interferogram is created based on a large number of data through data processing, the accuracy of a vertical axis and the maximum measuring wave number of the Fourier transform spectrometer can be improved significantly.



Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-90065

(43) 公開日 平成10年(1998) 4月10日

(51) Int.Cl.⁶

G 0 1 J 3/45

識別記号

F I

G 0 1 J 3/45

審査請求 未請求 請求項の数12 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願平8-240354

(22) 出願日 平成8年(1996) 9月11日

(71) 出願人 000001096

倉敷紡績株式会社

岡山県倉敷市本町7番1号

(72) 発明者 横田 博

大阪府寝屋川市下木田町14番5号 倉敷紡績株式会社技術研究所内

(72) 発明者 木村 英一

大阪府寝屋川市下木田町14番5号 倉敷紡績株式会社技術研究所内

(72) 発明者 木村 雅昭

大阪府寝屋川市下木田町14番5号 倉敷紡績株式会社技術研究所内

(74) 代理人 弁理士 青山 葆 (外1名)

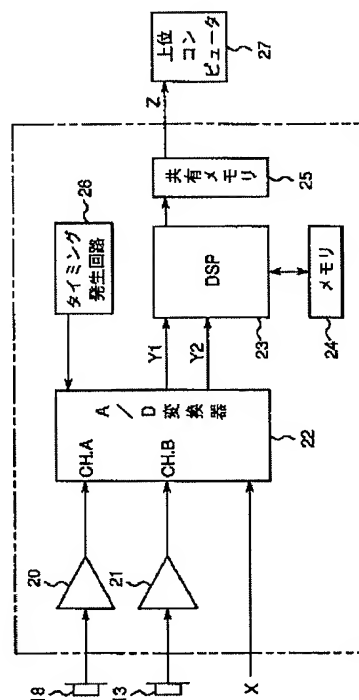
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フーリエ変換分光器のデータ処理方法及びデータ処理装置

(57) 【要約】

【課題】 縦軸精度及び最大測定波数を向上させることができるフーリエ変換分光器のデータ処理方法を提供する。

【解決手段】 このフーリエ変換分光器においては、例えば200kHzの短い時間間隔で多数のレーザ干渉信号データ及びインタフェログラム信号データが採取されてメモリ24に蓄積される。そして、これらのデータをDSP23でソフトウェア的にデータ処理することにより、インタフェログラムを得るようにしている。このデータ処理においては、多数のデータに基づいてインタフェログラムがつくられるので、該フーリエ変換分光器の縦軸精度及び最大測定波長が大幅に向上する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 スペクトルを測定すべき原光を2つの光束に分け、これらの2つの光束をそれぞれ、相互の光路差が経時的に変化する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉光を生じさせる一方、レーザ光を2つのレーザ光に分け、これらのレーザ光をそれぞれ、上記光路差と同一の光路差を有する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉レーザ光を生じさせ、

上記干渉レーザ光の強度変化に基づいて上記光路差を測定する一方、該光路差測定値と上記干渉光の強度とに基づいてインタフェログラムをつくり、該インタフェログラムをフーリエ変換することにより上記原光のスペクトルを得るようにしたフーリエ変換分光器のデータ処理方法であって、

干渉レーザ光強度をその変動周期の2分の1以下の時間間隔で複数回サンプリングし、これらをデジタル変換して干渉レーザ光データとして蓄積する一方、該干渉レーザ光データのサンプリングタイミングに対応するタイミングで干渉光強度を複数回サンプリングし、これらをデジタル変換してインタフェログラムデータとして蓄積し、

所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データに基づいて、周期的に変動する干渉レーザ光強度が所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出した上で、上記位相状態に対応する特定の光路差を求めるとともに、上記インタフェログラムデータに基づいて上記タイミングに対応するインタフェログラム値を求め、上記特定の光路差と上記インタフェログラム値とに基づいて、上記インタフェログラムをつくるようにしたことを特徴とするフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項2】 上記の干渉レーザ光強度のサンプリングの時間間隔を、該干渉レーザ光強度をデジタル変換するA/D変換器の動作特性と、光路差の変化速度とを調整することにより、干渉レーザ光強度の変動周期の2分の1以下にするようにしたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項3】 上記の干渉光強度のサンプリングを、干渉レーザ光強度のサンプリングと同期して行うようにしたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項4】 上記の所定の位相状態を、周期的に変動する干渉レーザ光強度が極大となる点及び極小となる点としたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項5】 干渉レーザ光強度が極大となるタイミング及び極小となるタイミングを、所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データの時系列的なコンボリュート演算で算出するようにしたことを特徴とする、請求項4記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項6】 上記の所定の位相状態を、周期的に変動する干渉レーザ光強度の直流成分を除去した状態におけるゼロクロス点としたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項7】 上記の直流成分の除去を、干渉レーザ光データの1次又は高次の微分により行うようにしたことを特徴とする、請求項6記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項8】 上記の所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データにフィットする正弦関数又は余弦関数を最小2乗法により求め、該正弦関数又は余弦関数に基づいて干渉レーザ光強度が上記所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出するようにしたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項9】 上記の所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データにフィットする近似多項式を求め、該多項式に基づいて干渉レーザ光強度が上記所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出するようにしたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項10】 上記の所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データを時間軸へウェーブレット変換することによって得られる周期関数に基づいて、干渉レーザ光強度が上記所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出するようにしたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項11】 干渉レーザ光強度が上記所定の位相状態となると推定されるタイミングに対応するインタフェログラム値を、該タイミング付近でサンプリングされたインタフェログラムデータに補間演算を施して算出するようにしたことを特徴とする、請求項1記載のフーリエ変換分光器のデータ処理方法。

【請求項12】 スペクトルを測定すべき原光を2つの光束に分け、これらの2つの光束をそれぞれ、相互の光路差が経時的に変化する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉光を生じさせる一方、レーザ光を2つのレーザ光に分け、これらのレーザ光をそれぞれ、上記光路差と同一の光路差を有する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉レーザ光を生じさせ、上記干渉レーザ光の強度変化に基づいて上記光路差を測定する一方、該光路差測定値と上記干渉光の強度とに基づいてインタフェログラムをつくり、該インタフェログラムをフーリエ変換することにより上記原光のスペクトルを得るようになっているフーリエ変換分光器のデータ処理装置であって、

干渉レーザ光強度をその変動周期の2分の1以下の時間間隔で複数回サンプリングし、これらをデジタル変換して干渉レーザ光データとして蓄積する一方、該干渉レーザ光データのサンプリングタイミングに対応するタイミ

ングで干渉光強度を複数回サンプリングし、これらをデジタル変換してインタフェログラムデータとして蓄積するデータ蓄積手段と、

所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データに基づいて、周期的に変動する干渉レーザ光強度が所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出した上で、上記位相状態に対応する特定の光路差を求めるとともに、上記インタフェログラムデータに基づいて上記タイミングに対応するインタフェログラム値を求めるデータ処理手段と、

上記特定の光路差と上記インタフェログラム値とに基づいて、上記のインタフェログラムをつくるインタフェログラム生成手段とが設けられていることを特徴とするフーリエ変換分光器のデータ処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、フーリエ変換分光器のデータ処理方法及びデータ処理装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】測定光を直接的には分光せずにその干渉現象を利用してそのインタフェログラムをつくり、該インタフェログラムをフーリエ変換することによりそのスペクトルを得るようにしたフーリエ変換分光器は従来より知られているが、かかるフーリエ変換分光器においては普通次のような手順でスペクトルが測定される。すなわち、まずスペクトルを測定すべき原光（測定光）がビームスプリッタ等により2つの光束に分けられ、これらの2つの光束はそれぞれ、相互の光路差が経時的に変化する各別の光路を通過させられ、この後両光束が重ね合わされて干渉光が生成される。このとき、干渉光強度は、両光束の相互干渉により、光路差に対応して変化する。かくして、光路差を変化させつつ干渉光強度を測定すれば、光路差の関数として表現された干渉光強度すなわちインタフェログラムが得られる。ここで、インタフェログラムは波長の関数でもあるので、該インタフェログラムをフーリエ変換すれば、波長ないしは波数の関数として表現された光強度すなわち上記原光のスペクトルが得られる。

【0003】要するに、フーリエ変換分光器においては、光路差を連続的に変化させつつ、適当な光路差ピッ

$$\nu_{\max} = 1 / (2 \Delta \delta) \cdots \cdots \text{式1}$$

したがって、上式からも明らかなとおり、フーリエ変換分光器の最大測定波数 ν_{\max} を大きくするには、光路差ピッチ $\Delta \delta$ を小さくしなければならない。かくして、例えば、光路差ピッチ $\Delta \delta$ を小さくするために、従来より用いられているHe-Neレーザ光よりも波長の短いレーザ光を利用するといった対応が考えられるが、かかるフーリエ変換分光器での使用に適した波長の短い適切なレーザ光は、現時点では見当たらない。

チ（光路差間隔）で繰り返し干渉光強度を測定してインタフェログラムをつくり、このインタフェログラムをフーリエ変換して原光のスペクトルを求めるようにしている。したがって、フーリエ変換分光器においては、干渉光強度を測定する各時点における光路差を正確に検出する必要がある。

【0004】そして、従来のフーリエ変換分光器では、普通、He-Neレーザ光を前記のビームスプリッタあるいは別のビームスプリッタにより2つのレーザ光に分け、これらのレーザ光をそれぞれ、前記の光路差と同一の光路差を有する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉レーザ光を生成し、周期的に変動する干渉レーザ光強度に基づいて、干渉光強度を測定する各時点における光路差を正確に検出するようにしている。すなわち、干渉レーザ光強度は光路差に対して正弦関数状に変化するので、該干渉レーザ光強度が所定の位相状態となる毎に、例えば該干渉レーザ光強度が直流成分を除いた状態において負の値から正の値に切り替わる上昇ゼロクロス点（ $\sin \theta$ において、 θ が $2n\pi$ である位相状態）毎に干渉光強度を測定すれば、インタフェログラムが得られることになる。なお、一般に、干渉レーザ光強度はゼロクロス点で検出されるが、その理由はゼロクロス点では干渉レーザ光強度の変化率が大きいのでその検出精度が高くなるからである。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このように干渉光強度を測定する各時点における光路差を干渉レーザ光を利用して検出するようにした従来のフーリエ変換分光器においては、S/N比の高いすなわち縦軸精度の高いスペクトルを短時間で得ることがむずかしいといった問題がある。

【0006】さらに、周期的に変動する干渉レーザ光強度の上昇ゼロクロス点毎に干渉光強度を測定するようにしている関係上、該干渉光強度の測定を行う際の光路差ピッチはレーザ光の波長によって決定され、該レーザ光の波長が短くなるほど光路差ピッチは小さくなる。そして、フーリエ変換分光器の最大測定波数は光路差ピッチによって決定される。具体的には、最大測定波数 ν_{\max} は、光路差ピッチ $\Delta \delta$ に応じて次の式1によって決定される。

【数1】

式1

【0007】また、上昇ゼロクロス点に加えてさらに下降ゼロクロス点（干渉レーザ光強度が直流成分を除いた状態において正の値から負の値に切り替わる点）でも干渉光強度のサンプリングを行い、すなわち干渉レーザ光の波長の $1/2$ の間隔で干渉光強度を測定し、光路差ピッチを従来の場合の $1/2$ に短縮して最大測定波数を大きくするといった対応が考えられる。しかしながら、この場合、コンパレータにチャタリング防止のためにしき

い値としてヒステリシス電圧を設定している関係上、上昇ゼロクロス点と下降ゼロクロス点とでは干渉光強度の測定のタイミングに微妙なずれが生じ、上昇ゼロクロス点のみ又は下降ゼロクロス点のみで干渉光強度を測定する場合のような正確なタイミングで測定を行うことができないといった問題がある。

【0008】かくして、例えば、特開平2-27226号公報、特開平6-3192号公報、特開平7-35688号公報、特開平7-286902号公報等には、前記のような問題を解決しようとした種々のフーリエ変換分光器が提案されている。すなわち、特開平2-27226号公報には、干渉レーザ光強度の上昇ゼロクロス点と下降ゼロクロス点の両方でインタフェログラムデータ（該ゼロクロス点での光路差に対応する干渉光強度データ）を採取した上で、該インタフェログラムデータを1つおきに抽出して2つのデータ列（インタフェログラム）をつくり、各データ列（インタフェログラム）に対して個別にフーリエ変換を施して2つのスペクトルを算出し、これらの2つのスペクトルの平均をとることにより最終的なスペクトルを得るようにしたフーリエ変換分光器のデータ処理方式が開示されている。つまり、このデータ処理方式では、上昇ゼロクロス点のみで採取された正確なデータ列（インタフェログラム）に基づいて得られたスペクトルと、下降ゼロクロス点のみで採取された正確なデータ列（インタフェログラム）に基づいて得られたスペクトルとを組み合わせる最終的なスペクトルを得るようにしている。このようにして、多数のインタフェログラムデータに基づいたS/N比の高いスペクトルを得るようにしている。しかしながら、このデータ処理方式では、同一時間内に得られるインタフェログラムデータ数を従来の場合の2倍よりも多くすることはできないので、S/N比の向上率は従来の場合の $\sqrt{2}$ 倍よりも大きくすることはできない。また、上昇ゼロクロス点と下降ゼロクロス点の両方でインタフェログラムデータをサンプリングするために、余分なフリップフロップ回路及びOR回路を必要とし、フーリエ変換分光器の回路が複雑なものとなり、該フーリエ変換分光器の信頼性が低下するとともにそのコストが高くなるといった問題がある。

【0009】この特開平2-27226号公報には、さらに、干渉レーザ光を、2つの可視ビームスプリッタを用いて3つ（あるいはn個）の部分干渉レーザ光に分け、各部分干渉レーザ光をそれぞれレーザ検出器で検出し、周期的に変動する各部分干渉レーザ光強度の上昇ゼロクロス点毎にインタフェログラムデータをサンプリングし、同一時間内に従来の3倍（あるいはn倍）のインタフェログラムデータを得るようにしたデータ処理方式も開示されている。なお、このデータ処理方式においては、インタフェログラムデータを2つ（あるいはn-1個）おきに選んで3つ（あるいはn個）のデータ列（イ

ンタフェログラム）をつくり、各データ列（インタフェログラム）毎に個別にフーリエ変換を施して3つ（あるいはn個）のスペクトルをつくり、これらのスペクトルの平均をとることにより最終的なスペクトルを得るようにしている。

【0010】しかしながら、このデータ処理方式では、レーザ干渉計が非常に複雑なものとなる。すなわち、従来の場合の光路差ピッチの $1/3$ （あるいは $1/n$ ）の間隔でインタフェログラムデータを採取するようにしている関係上、1個の $\lambda/4$ 板と、3個（あるいはn個）の検光子と、2個（あるいはn-1個）のレーザ用ビームスプリッタと、3個（あるいはn個）のレーザ検出器とが余分に必要となる。このように、レーザ干渉計が複雑化するため、該フーリエ変換分光器は、コスト面においてあるいは装置信頼性の面において問題を有している。

【0011】さらに、このデータ処理方式では、電気回路系が非常に複雑なものとなる。すなわち、従来の場合の光路差ピッチの $1/n$ の間隔でインタフェログラムデータを採取する場合、n個のレーザ検出器の回路が必要であり、そのn個のデータをOR回路で合成しなければならない。このように、電気回路系が複雑化するため、コスト面及び装置信頼性において問題が生じる。

【0012】また、特開平7-35688号公報及び特開平7-286902号公報にも、周期的に変動する干渉レーザ光強度の1周期内においてインタフェログラムデータのサンプリングを複数回行うようにしたフーリエ変換分光器ないしはデータ処理方式が開示されているが、これらにも、基本的には、前記の特開平2-27226号公報に開示されたデータ処理方式の場合と同様の問題がある。

【0013】特開平6-3192号公報には、レーザ光の反射面を若干傾斜させるとともに、レーザ光を受光する複数の受光素子を設けることにより、周期的に変動する干渉レーザ光強度の1周期内で複数のインタフェログラムデータをサンプリングし、最大測定波数を向上させるようにしたフーリエ変換分光器が開示されている。このフーリエ変換分光器においては、インタフェログラムデータを従来の場合の光路差ピッチの $1/n$ で採取しているものの、これらのインタフェログラムデータに対して一括してフーリエ変換を行うようにしている。すなわち、インタフェログラムデータををn個おきにn個のデータ列に分離せずにフーリエ変換を行っている。このため、n個とびの横軸精度はレーザ干渉系で保証されるものの、隣り合うデータ間での横軸精度は何ら保証されないもので、最終的に得られるパワースペクトルにはゴーストが発生してしまうといった問題がある。

【0014】さらに、この特開平6-3192号公報に記載されたフーリエ変換分光器では、次のような問題もある。すなわち、これに用いられているイメージセンサ

が高価であり、かつ該イメージセンサ及び傾斜面の光学調整が難しい。また、イメージセンサの受光素子間の距離ばらつき、加工精度を要する傾斜面の誤差、環境温度変化等の外乱がスペクトル算出誤差の原因となる。さらに、各受光素子に対してコンパレータ回路が必要とされるので、該フーリエ変換分光器の回路が複雑化する。

【0015】本発明は、上記従来の問題を解決するためになされたものであって、縦軸精度及び最大測定波数を向上させることができるフーリエ変換分光器のデータ処理方法ないしはデータ処理装置を提供することを解決すべき課題とする。

【0016】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決すべくなされた本発明の第1の態様は、スペクトルを測定すべき原光を2つの光束に分け、これらの2つの光束をそれぞれ、相互の光路差が経時的に変化する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉光を生じさせる一方、レーザ光を2つのレーザ光に分け、これらのレーザ光をそれぞれ、上記光路差と同一の光路差を有する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉レーザ光を生じさせ、上記干渉レーザ光の強度変化に基づいて上記光路差を測定する一方、該光路差測定値と上記干渉光の強度とに基づいてインタフェログラムをつくり、該インタフェログラムをフーリエ変換することにより上記原光のスペクトルを得るようにしたフーリエ変換分光器のデータ処理方法において、
(a) 干渉レーザ光強度をその変動周期の2分の1以下の時間間隔で複数回サンプリングし、これらをデジタル変換して干渉レーザ光データとして蓄積する一方、該干渉レーザ光データのサンプリングタイミングに対応するタイミングで干渉光強度を複数回サンプリングし、これらをデジタル変換してインタフェログラムデータとして蓄積し、
(b) 所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データに基づいて、周期的に変動する干渉レーザ光強度が所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出した上で、上記位相状態に対応する特定の光路差を求めるとともに、上記インタフェログラムデータに基づいて上記タイミングに対応するインタフェログラム値を求め、
(c) 上記特定の光路差と上記インタフェログラム値とに基づいて、上記インタフェログラムをつくるようにしたことを特徴とするものである。

【0017】このフーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、干渉レーザ光強度と干渉光強度とが、それぞれ、周期的に変動する干渉レーザ光強度の変動周期の $1/2$ よりも短い（例えば、 $1/20$ ）時間間隔でサンプリングされ、デジタル変換されて干渉レーザ光データ及び干渉光データとして蓄積される。つまり、干渉レーザ光強度の時間に対する変化特性を示す干渉レーザ光データと、干渉光強度の時間に対する変化特性を示す干渉光データとが多数蓄積される。したがって、干渉レーザ

光データと干渉光データとは、基本的には、時間を媒介して対応づけられることができる。

【0018】そして、このように蓄積された干渉レーザ光データと干渉光データとを、例えばコンピュータを用いるなどして、ソフトウェア的に処理することにより、インタフェログラムが求められる。なお、例えば、特開平2-27226号公報、特開平6-3192号公報、特開平7-35688号公報あるいは特開平7-286902号公報に開示されている従来のフーリエ変換分光器においては、いずれも周期的に変動する干渉レーザ光強度が所定の位相状態（例えば、上昇ゼロクロス点）になった時点で干渉光強度を測定し、光路差に対応づけられた干渉光強度データすなわちインタフェログラムデータを採取するようにしている。つまり、従来のフーリエ変換分光器では、干渉レーザ光強度に基づいて光路差が所定値になったことを検知し、この時点で干渉光強度を測定することによりインタフェログラムデータを求め、このインタフェログラムデータを集積してインタフェログラムを得ることになる。これに対して、本発明にかかるデータ処理方法では、所定の時間間隔で多数の干渉レーザ光データ及び干渉光データを採取して蓄積し、これらのデータを事後的にソフトウェア的に処理することにより、インタフェログラムデータを算出し、このインタフェログラムデータに基づいてインタフェログラムを得ることになる。

【0019】より具体的には、まず、所定の限られた時間領域内に含まれる干渉レーザ光データをソフトウェア的に処理することにより、干渉レーザ光強度が所定の位相状態（例えば、極大点及び極小点）となるタイミング（時刻）が求められる。ここで、周期的に変動する干渉レーザ光強度と光路差とは対応関係にあるので、上記位相状態に対応する特定の光路差、換言すれば上記タイミングに対応する特定の光路差は容易に算出される。これと同時に、蓄積された干渉光データに基づいて、上記タイミングに対応する干渉光強度値が算出される。すなわち、干渉光データは、干渉光強度の時間に対する関数であるので、この関数関係に基づいて上記タイミング（時刻）に対応する干渉光強度、換言すれば上記特定の光路差に対応する干渉光強度すなわちインタフェログラムデータが得られることになる。そして、このようなインタフェログラムデータを複数個算出し、これらのインタフェログラムデータに基づいてインタフェログラムがつけられる。

【0020】本発明にかかるフーリエ変換分光器のデータ処理方法によれば、上記所定の位相状態を好ましく設定することにより、従来の場合の光路差ピッチよりはるかに短いピッチでインタフェログラムデータを採取することができる。例えば、上記所定の位相状態を、周期的に変動する干渉レーザ光強度の極大点及び極小点とすれば、従来の場合の光路差ピッチの $1/2$ のピッチでイン

タフェログラムデータを採取することができる。また、上記所定の位相状態を干渉レーザ光強度の上昇ゼロクロス点及び下降ゼロクロス点としても、従来の場合の光路差ピッチの $1/2$ のピッチでインタフェログラムデータを採取することができる。さらには、上記所定の位相状態を極大点、極小点、上昇ゼロクロス点及び下降ゼロクロス点とすれば、従来の場合の光路差ピッチの $1/4$ のピッチでインタフェログラムデータを採取することができる。このように、光路差ピッチを自在に小さくすることができるので、該フーリエ変換分光器の最大測定波数を大幅に向上させることができる。また、インタフェログラムデータがソフトウェア的な処理により正確に算出されるので、該フーリエ変換分光器の縦軸精度ないしは S/N 比を大幅に向上させることができる。

【0021】上記フーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、干渉レーザ光強度のサンプリングの時間間隔を、該干渉レーザ光強度をデジタル変換するA/D変換器の動作特性と、光路差の変化速度とを調整することにより、干渉レーザ光強度の変動周期の $2分の1$ 以下にするのが好ましい。この場合、具体的には、干渉レーザ光の測定周期が、干渉レーザ光強度の周期の半分以上の間隔となるようにA/D変換器の動作特性と干渉計の移動鏡速度とを調整することになる。

【0022】また、上記フーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、干渉光強度の測定を、干渉レーザ光強度の測定と同期して行うのが好ましい。このようにすれば、干渉光強度の測定が容易となる。

【0023】さらに、上記フーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、上記所定の位相状態を、周期的に変動する干渉レーザ光強度が極大となる点及び極小となる点とするのが好ましい。この場合、干渉レーザ光強度が極大となるタイミング及び極小となるタイミングは、例えば、コンピュータ処理による、所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データの時系列的なコンボリュート演算（例えば、Savitzky-Golay法）で算出することができる。なお、上記所定の位相状態を、周期的に変動する干渉レーザ光強度の直流成分を除去した状態におけるゼロクロス点としてもよい。この場合、上記の直流成分の除去は、例えば、干渉レーザ光データの1次又は高次の微分により行うことができる。

【0024】上記フーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データにフィットする正弦関数又は余弦関数を最小2乗法により求め、該正弦関数又は余弦関数に基づいて干渉レーザ光強度が上記所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出するようにしてもよい。

【0025】また、上記フーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データにフィットする近似多項式を求め、該多項式に基づいて干渉レーザ光強度が上記所定の位相

状態になると推定されるタイミングを算出するようにしてもよい。前記の正弦関数あるいは余弦関数へのフィッティング演算は比較的時間がかかるが、このようにして1次、2次あるいは3次などの多項式近似を行えばフィッティング演算に要する時間が大幅に短縮される。

【0026】さらに、上記フーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、上記の所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データを時間軸へウェーブレット変換することによって得られる周期関数に基づいて、干渉レーザ光強度が上記所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出するようにしてもよい。この場合、周期的特性は、時間軸へのウェーブレット変換により得られることになる。なお、限られた時間領域をガウス関数で定義したガボール変換を用いて、その領域内の局所的周期を求めるといった手法を用いてもよい。また、干渉レーザ光データは見かけ上、正弦関数あるいは余弦関数からあまり逸脱していないので、前記の方法により簡易的にその周期の大ざっぱな値を求めておき、その周期に合わせた窓関数を用いてウェーブレット変換により正確な周期を求めてもよい。

【0027】なお、上記フーリエ変換分光器のデータ処理方法においては、干渉レーザ光強度が上記所定の位相状態となると推定されるタイミングに対応するインタフェログラム値を、該タイミング付近でサンプリングされたインタフェログラムデータに補間演算を施して算出するのが好ましい。補間方法としては、例えば直線補間あるいは多項式補間等を用いることができる。

【0028】さらに、本発明の第2の態様は、スペクトルを測定すべき原光を2つの光束に分け、これらの2つの光束をそれぞれ、相互の光路差が経時的に変化する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉光を生じさせる一方、レーザ光を2つのレーザ光に分け、これらのレーザ光をそれぞれ、上記光路差と同一の光路差を有する各別の光路を通過させた上で互いに干渉させつつ重ね合わせて干渉レーザ光を生じさせ、上記干渉レーザ光の強度変化に基づいて上記光路差を測定する一方、該光路差測定値と上記干渉光の強度とに基づいてインタフェログラムをつくり、該インタフェログラムをフーリエ変換することにより上記原光のスペクトルを得ようになっているフーリエ変換分光器のデータ処理装置において、(A)干渉レーザ光強度をその変動周期の $2分の1$ 以下の時間間隔で複数回サンプリングし、これらをデジタル変換して干渉レーザ光データとして蓄積する一方、該干渉レーザ光データのサンプリングタイミングに対応するタイミングで干渉光強度を複数回サンプリングし、これらをデジタル変換してインタフェログラムデータとして蓄積するデータ蓄積手段と、

(B)所定の限られた時間領域内における干渉レーザ光データに基づいて、周期的に変動する干渉レーザ光強度が所定の位相状態になると推定されるタイミングを算出

した上で、上記位相状態に対応する特定の光路差を求めるとともに、上記インタフェログラムデータに基づいて上記タイミングに対応するインタフェログラム値を求めるデータ処理手段と、(C)上記特定の光路差と上記インタフェログラム値とに基づいて、上記のインタフェログラムをつくるインタフェログラム生成手段とが設けられていることを特徴とするものである。

【0029】このフーリエ変換分光器のデータ処理装置においても、本発明の第1の態様にかかるデータ処理方法と同様に、光路差ピッチを自在に小さくできるので、該フーリエ変換分光器の最大測定波数を大幅に向上させることができる。また、インタフェログラムデータがソフトウェア的な処理により正確に算出されるので、該フーリエ変換分光器の縦軸精度すなわちS/N比を大幅に向上させることができる。

【0030】

【発明の実施の形態】

(実施の形態1) 図1は、本発明にかかるデータ処理が行われるフーリエ変換分光器の構成を示す模式図である。図1に示すように、このフーリエ変換分光器においては、赤外光源1から発せられた光が、第1アパーチャ2を通過した後、第1レンズ3により集光されてサンプル4に照射される。サンプル4を通過した光は、第1反射ミラー5で反射された後、第2アパーチャ6により無駄な光をカットされ、さらに第2レンズ7によりコリメートされてビームスプリッタ8に入り、ここで2つの光束に分割される。そして、一方の光束は移動鏡9に向かい、他方の光束は固定鏡10に向かう。それぞれ鏡9、10で反射された各光束は、ビームスプリッタ8で再結合され干渉し合って干渉光となり、この干渉光は第3レンズ11で集光された後、第2反射ミラー12で反射されて焦電型の光センサ13に入る。なお、光センサ13は、これに入った干渉光の強度に対応する電気信号(インタフェログラム信号)を出力する。

【0031】第1反射ミラー5の中央部には穴14が開けられている。そして、He-Neレーザ光源15から発せられたレーザ光は、反射鏡16で反射され、さらに上記穴14を通過させられた後、赤外光源1からの光束のほぼ中央部を通るようにして第2レンズ7を通過してビームスプリッタ8に入り、ここで2つのレーザ光に分割される。ここで、一方のレーザ光は移動鏡9に向かい、他方のレーザ光は固定鏡10に向かう。そして、それぞれ鏡9、10で反射された各レーザ光は、ビームスプリッタ8で再結合されて干渉し合い干渉レーザ光となる。この干渉レーザ光は、第3レンズ11を通過して第2反射ミラー12に向かう。第2反射ミラー12の中央部には穴17が開けられており、上記干渉レーザ光はこの穴17を通過してレーザ光センサ18(シリコンフォトダイオード)に照射される。なお、レーザ光センサ18は、これに照射された干渉レーザ光の強度に対応する電

気信号(レーザ干渉信号)を出力する。

【0032】移動鏡9は、該移動鏡9に入る光束とほぼ平行な方向に往復移動するようになっており、その移動速度はレーザ干渉信号の周波数がおよそ10kHzになるように好ましく制御されている。そして、移動鏡9には遮光板(図示せず)が取り付けられている。他方、移動鏡9の外部には、上記遮光板が所定の基準位置を通過したことを検知するフォトインタラプタが設けられている。上記基準位置はマイクロメータにより移動鏡9の移動方向と同じ方向に微調整できるようになっており、この基準位置は、インタフェログラムデータのセンターバーストが後述のA/D変換時のサンプリングデータ列の中央付近にくるように予め調整される。かくして、フォトインタラプタは、遮光板が基準位置を通過した時点でタイミング信号(トリガ信号)を出力する。

【0033】図2は、図1に示すフーリエ変換分光器の電気系統の構成を示すブロック図である。図2に示すように、この電気系統においては、レーザ光センサ18からのレーザ干渉信号と、光センサ13からの測定対象インタフェログラム信号とが、それぞれ、周波数特性が平坦な(後段でフーリエ変換する場合に関係する周波数領域に対して)第1増幅器20と第2増幅器21とによって増幅された後、2チャンネル式のA/D変換器22に入力される。また、このA/D変換器22へは前記のフォトインタラプタから出力されるタイミング信号Xが入力されるようになっており、該A/D変換器22はこのタイミング信号Xを開始信号としてA/D変換を開始する。なお、このA/D変換器22は普通のA/D変換器であり、例えばBURR-BROWN社製のDSP102等が用いられる。ここで、A/D変換器22のチャンネルA(CH. A)にはレーザ干渉信号が入力され、他方チャンネルB(CH. B)にはインタフェログラム信号が入力される。

【0034】A/D変換器22は、タイミング発生回路26によって設定されるタイミングでもって200kHzのサンプリング周期で、チャンネルA及びチャンネルBに入力されたデータを18ビットA/D変換して、DSP23(データシグナルプロセッサ:例えばTI社製TMS320C31)に送る。そして、これらのデジタルデータ(レーザ干渉信号データ及びインタフェログラム信号データ)はDSP23により一時的にメモリ24に格納される。かくして、移動鏡9の1回の走査で25000点のデータがA/D変換してメモリ24に格納される。この後、DSP23は、メモリ24に格納されているレーザ干渉信号データとインタフェログラム信号データとを読み込み、以下で説明するようなデータ処理を実行して、その処理結果を上位コンピュータ27との共有メモリ25に格納する。

【0035】以下、DSP23によって実行されるデータ処理の処理方式について詳しく説明する。このフーリ

エ変換分光器においては、レーザ干渉信号データ列の波形（レーザ干渉波形）の周波数がおよそ10kHzであるのに対して、メモリ24内のレーザ干渉信号データは200kHzでサンプリングされている。したがって、レーザ干渉信号データ列の波形の1周期内でおよそ20個のレーザ干渉信号データがサンプリングされていることになる。このレーザ干渉信号データ列の形状（時間に対する変化特性）はほぼ正弦余弦関数形状である。そして

$$f_k = b_{2k} X^2 + b_{1k} X + b_{0k} \dots \dots \dots \text{式2}$$

【0036】ここにおいて、例えば図3に示すようなレーザ干渉信号データ列については、式2中の b_{2k} 、 b_{1k} 及び b_{0k} は、それぞれ、次の式3～式5で表される。なお、図3に示されたグラフでは、x軸が時間を表しy軸

$$b_{2k} = (S_2 F_{0k} - S_0 F_{2k}) / (S_2^2 - S_0 S_4) \dots \dots \dots \text{式3}$$

$$b_{1k} = F_{1k} / S_2 \dots \dots \dots \text{式4}$$

$$b_{0k} = (S_2 F_{2k} - S_4 F_{0k}) / (S_2^2 - S_0 S_4) \dots \dots \dots \text{式5}$$

ただし、

$$S_i = \sum_{i=-m}^{+m} i^i$$

【0037】かくして、kの値をレーザ干渉信号データ列の(1+m)個目から(25000-m)個目まで変化させるコンボリユート演算を行えば、次の式6によりレーザ干渉信号データ列の波形のピーク点ないしはボトム点

$$(x_k', y_k') = (x_k - b_{1k} / (2 b_{2k}), b_{0k} - b_{1k}^2 / (4 b_{2k})) \dots \dots \dots \text{式6}$$

ここにおいて、 x_k' の値が、計算に用いられたコンボリユート領域の-mから+mまでの領域内に存在する場合と存在しない場合とがある。例えば、図4は、 x_k' の値が上記領域内に存在する場合の一例であり、図5は、 x_k' の値が上記領域内に存在しない場合の一例である。後者の場合（例えば、図5）は、ピーク点又はボトム点は外挿により求められるので、その信憑性はあまり高くない。そこで、かかるデータは、その後の計算では使用しないようにしている。

【0038】前者の場合（例えば、図4）、各データは、同一のピーク点又はボトム点を推算（推測）するデータのみで構成される各データ群に分けられる。ここで、各データがどのデータ群に属するかの判定は、mの値によるしきい値で明確に行うことができる。同一のピーク点又はボトム点を推測する各データ群内においては、該データ群内で算出された複数のピーク点又はボトム点を平均化することにより、より正確にピーク点又はボトム点を決定することができる。なお、このように平均する場合は、 $-b_{1k} / (2 b_{2k})$ の値が0に近いデータに、より重みが高くなるような荷重平均を用いるのが

$$Y(x_k') = Y_i + (Y_{i+1} - Y_i) (x_k' - x_i) / (x_{i+1} - x_i) \dots \dots \dots \text{式7}$$

式7において、 Y_i は x_i 時に採取されたインタフェログラム信号データであり、 Y_{i+1} は x_{i+1} 時に採取されたインタフェログラム信号データである。ここにおいて、 x_k' は x_i と x_{i+1} の間にある。この後、高次周波数をカッ

て、これらのデータから、ピーク点（ピーク値）とボトム点（ボトム値）とが高速で演算される。この演算は、まず時系列的なレーザ干渉信号データを2次多項式に適合させるコンボリユート演算を実行することにより行われる。ここで、これらのデータにフィットする2次多項式は、次の式2のように設定される。

【数2】

がレーザ光強度を表している。すなわち、図3中では、時間及び強度で特徴づけられる各データが (x_i, y_i) の形で表されている。

【数3】

$$F_{ik} = \sum_{i=-m}^{+m} i^i y_{i+k}$$

ム点 (x_k', y_k') が得られる。ここで、 x_k' はピーク点又はボトム点の時刻（タイミング）を表し、 y_k' はピーク点又はボトム点のレーザ光強度を表している。

【数4】

望ましい。ピーク点とボトム点とは b_2 データの符号により区別される。すなわち、 b_2 が正であればボトム点であり、負であればピーク点である。これにより、レーザ干渉波形のピーク点（ピーク値）とボトム点（ボトム値）とが正確に決定されることが出来る。ピーク点とボトム点とは必ず交互になるので、ピーク点とボトム点とが交互になっているか否かでもって、データ処理が正常に行われているか否かをチェックすることができる。この x_k' の値は2048個算出される。

【0039】次に、このようにして得られたピーク点又はボトム点の x_k' に基づいて、インタフェログラム信号データのその時間（ x_k' 時）での強度値が算出される。インタフェログラム信号データの時間軸は、レーザ干渉信号データの時間軸と共通であるので x_k' とし、インタフェログラム信号データの強度軸はYとする。時間的に高速であることが要求される場合は、強度値は次の式7に示すような1次補間式で算出される。この式7において、 $Y(x_k')$ は、 x_k' 時におけるYデータの推測値である。

【数5】

トするために、適当な窓関数の移動平均処理が行われる。

【0040】また、時間的に余裕がある場合は、強度値は次の式8に示すような2次補間式あるいは高次補間式

を用いて算出される。

$$Y(x_k') = -p(1-p)/2 Y_{i-1} + (1-p)(1+p) Y_i + p(1+p)/2 Y_{i+1} \dots \text{式8}$$

ただし、

$$p = (x_k' - x_i) / (x_{i+1} - x_i)$$

なお、式8において、 x_k' は、 x_{i-1} と x_{i+1} の間にある。

【0041】ここで、2次補間式が用いられた場合は3点のデータから1つの補間データが算出される。また、N次補間式が用いられた場合は(N+1)個のデータから1つの補間データが算出され、この場合はデータの精度はほぼ \sqrt{N} 倍に向上する。なお、このような補間演算を行う前に、適当な窓関数の移動平均処理(例えば、Sabitky-Golay法などであるが、フーリエ変換後に解析する周波数に対してあまり減衰しないものを選ぶ必要がある。)を実行すれば、インタフェログラムのS/N比が向上し、フーリエ変換後のパワースペクトルの高周波数領域の誤差信号がカットされる。また、前記のピーク点又はボトム点の計算の場合と同様に、2次多項式あるいは高次の多項式に最小2乗法でフィッティングすることにより補間データを推測してもよい。

【0042】このようにして算出されたYデータ列(これを Y_i とする)に対してフーリエ変換が行われてパワースペクトルがつくられ、これが共有メモリ25に出力される。この場合、レーザ干渉データのピーク点とボトム点のタイミングから2048点のデータをフーリエ変換することになる。また、最大測定波数が、2048点のフーリエ変換で得られる値の半分でよい場合は、2048点を1つおきを選択して2つのグループに分け、各グループの1024点のデータをそれぞれフーリエ変換して、2つのパワースペクトルを求めその平均をとれば、パワースペクトルのS/N比が向上する。上位コンピュータ27は、非同期で共有メモリ25から上記パワースペクトルを呼び出し、これをCRTへ表示し、あるいはスペクトル解析を実行する。

【0043】(実施の形態2)以下、本発明の実施の形態2を説明するが、この実施の形態2においては、その光学系統及び電気系統は前記の実施の形態1の場合と同様であり、DSP23内での演算手法が異なるだけである。前記の実施の形態1では、レーザ干渉信号データ列のピーク点(ピーク値)とボトム点(ボトム値)とを算出し、レーザ干渉信号データ列の波形の周期の1/2の

$$y = A \sin(Bx + C) \dots \text{式9}$$

この演算方法においては、基本的には、次の式10により、2つのデータが (x_i, y_i) 及び (x_{i+1}, y_{i+1}) の形で

$$B_i = 1 / (x_{i+1} - x_i) \text{ABS}[\text{Arcsin}(y_{i+1}/A) - \text{Arcsin}(y_i/A)] \dots \text{式10}$$

なお、式10においてABSは絶対値をとる演算である。振幅Aに関しては、レーザ干渉データは、ほぼ一定で最初にピーク値とボトム値の差の1/2がAになる。

【数6】

間隔でサンプリングを行っている。これに対して、実施の形態2では、レーザ干渉信号データ列についてピーク点及びボトム点を算出し、さらに該レーザ干渉信号データ列に対して微分演算を行い $\pi/4$ だけ位相が進んだデータ列を得てこのデータ列についてもピーク点及びボトム点を算出し、全体としてレーザ干渉信号データ列の波形の周期の1/4の間隔でサンプリングを行うようにしている。そして、これらのピーク点及びボトム点により、強度値を算出するようにしている。また、A/D変換実行前にレーザ干渉信号データのDC成分(直流成分)を除去しておき、A/D変換後のデータ列に関して、ゼロクロス点を求める方法を用いてもよい。この場合は、直線補間でデータの符号が変わる時間を求める方法を用いてもよいが、精度を上げるために実施の形態1で示したように2次多項式にフィッティングして、その2次式=0とおいた式を解くようにしてもよい。この場合、解が2個でることになるが、該2次式を求める場合に使用したXデータに近い方の解を採用すればよい。

【0044】(実施の形態3)以下、本発明の実施の形態3を説明するが、この実施の形態3においては、その光学系統及び電気系統は前記の実施の形態1の場合と同様であり、DSP23内での演算手法が異なるだけである。前記したとおり、実施の形態1ではレーザ干渉信号データ列の波形の周期の1/2の間隔でサンプリングを行い、実施の形態2では1/4の間隔でサンプリングを行うようにしているが、実施の形態3では、以下で説明するようにさらに短い間隔でサンプリングを行うようにしている。すなわち、実施の形態3では、レーザ干渉信号データ列の局所時間における周波数(以下、便宜上これをローカル周波数という)を求めて、該ローカル周波数に比例した間隔でインタフェログラム信号データをサンプリングするようにしている。

【0045】ローカル周波数を求める場合において、高速処理を必要とするときは次のような方法が簡素な演算であるので使用される。この場合、例えば、図6に示すようなレーザ干渉信号データ列に関して、次の式9で示す関数にフィッティングして、ローカル周波数Bを求めることになる。

【数7】

$$\dots \text{式9}$$

算出される。

【数8】

$$\dots \text{式10}$$

わずかに局所的に変化する場合は、2点データ近傍のピーク値、ボトム値より求めればよい。

【0046】この計算においては、次の点に注意する必

要がある。すなわち、図7に示すように山を通り越したところで2点のデータのサンプリングが行われる場合は、点線で示すような誤った周期が算出される。このため、その前後のデータと比較して、特異的に変化している B_i 値を削除する演算を行うか、あるいは2点の演算を前後の多数点に増加させて同様の計算を行い、特異的に変化しているデータを除いた後で平均処理を行うのが

$$b_i = 1 / (x_{i+1} - x_i) \text{ ABS} \{ \text{Arcsin}(y_{i+1}/A) - \text{Arcsin}(y_i/A) \} \dots\dots\dots \text{式11}$$

$$b_{i+1} = 1 / (x_{i+2} - x_{i+1}) \text{ ABS} \{ \text{Arcsin}(y_{i+2}/A) - \text{Arcsin}(y_{i+1}/A) \} \dots\dots\dots \text{式12}$$

$$B_i = \max(b_i, b_{i+1}) \dots\dots\dots \text{式13}$$

なお、式13において、 \max はかっこ内の大きい方をとる演算である。図7のような状況が発生した場合、このデータのサンプリング間隔とレーザ干渉周期の関係では特異的な誤差は低い周波数にしか変化しないので、この演算を行うことにより上記不具合が避けられる。次に、このようにして算出されたローカル周波数を使用して、インタフェログラムからデータを取得する方法について説明する。このデータ取得方法においては、最初に

$$F = P / (x_M - x_1) \dots\dots\dots \text{式14}$$

次に、次の式15で示すように、 B_j が $j=1$ から i までの範囲で積算され、これが β_i とされる。

$$\beta_i = \sum_{j=1}^i B_j \dots\dots\dots \text{式15}$$

なお、 β_i は B_j 列から計算で求められ、メモリ24内にテーブルの形式で格納される。 β_M は次の式16で示す

$$\beta_M = F (x_M - x_1) \dots\dots\dots \text{式16}$$

【0049】次に、 j を1～ N まで変化させたときに次の式17が成り立つような q の値が算出される。

$$\beta_M (j/N) = \beta_q \dots\dots\dots \text{式17}$$

これにより、 j が1のときの q の値、 j が2のときの q の値、…… j が N のときの q の値（これは M になる）が算出される。 β_i は、メモリ24内にテーブルの形式で格納されている離散データであり、上式が完全に成り立つ β_q は、通常は存在しない。このため、 $\beta_M \cdot (j/N)$ の値を挟む近傍値 β_k 、 β_{k+1} より、内挿演算により、 q の値が算出される。したがって、 q の値は一般には整数ではなく、小数である。次に、 q の値に相当する時間 x_q が算出される。これは線形補間により求められる。そして、この x_q に相当するインタフェログラム信号データが算出される。この場合、補間の方法は、実施

$$\nu_{\max} = (1/\lambda) (N/\beta_M) \dots\dots\dots \text{式18}$$

また、最大測定波数 ν_{\max} が、 N 点のフーリエ変換によって得られる値の $1/Q$ でよい場合は、 N 点を $(Q-1)$ 個おきに選択して Q 個のグループ（インタフェログラム）に分け、 Q 個の各グループに属する N/Q 点のデータをそれぞれフーリエ変換して、 Q 個のパワースペクトルを求め、その平均をとればパワースペクトルの S/Q

実用的である。

【0047】図8に、このような方法により、図6に示すデータからローカル周波数を求めた結果の一例を示す。この場合、3点のデータを用いて次の式11～式13で示す演算が行われている。

【数9】

サンプリングする個数 N が決定される。次に、レーザ干渉波形のデータ数 M が算出される。

【0048】次に、レーザ干渉信号の波形の平均周波数 F が算出される。これは、例えば、データ数が M 個の場合においてピーク点のカウント数を P とすれば、次の式14により算出される。

【数10】

【数11】

ような値で定義される。

【数12】

【数13】

の形態1の場合と同様である。

【0050】図9は、 $M=25000$ のときの B_j のデータであるが、このデータには、移動鏡9の機構的誤差により周期的な変動とその他諸々の誤差によるノイズとが伴われる。図10は、図9のデータより求めた β_i である。この方法では、 N の大きさには上限がなく、 M よりも大きい値を設定しても構わない。ここでは、 N がフーリエ変換後の最大測定波数 ν_{\max} を決定しており、この ν_{\max} はレーザの波長を λ とすれば、次の式18で表される。

【数14】

N 比が \sqrt{Q} 倍に向上する。

【0051】また、ここではローカル周波数を求めるのに、正弦関数へのフィッティングを行っているが、局所的時間内でフーリエ変換してその局所時間内のローカル周波数を算出してもよい。この場合、次の式19で示されるガボール変換、すなわち局所時間設定として窓関数

をガウス関数で定義したものが用いられる。

$$G(i) = 1 / (2\sqrt{\pi\alpha}) \cdot \text{EXP}(-i^2 / (4\alpha)) \dots \text{式19}$$

なお、式19において、 α は窓関数の窓幅を決定する0以上の定数である。この式19によって得られる $G(i)$ と、図3で表されるデータ列 $y(j)$ とを用いて、

$$Y(j, i) = y(j) G(j - i) \dots \text{式20}$$

このようにして得られた $Y(j, i)$ に対して、 i を1から順に M まで変化させ、 j 列に対してフーリエ変換を実行する。それぞれの i に対して、ひとつのパワースペクトルが求められるが、その最大ピークが各 i でのローカルな主周期である。その主周期を $B(i)$ とすれば、それはひとつのスペクトルになり、これは前記の B_i と同じものである。

【0052】また、レーザ干渉信号データ列の波形は正弦余弦関数からさほど逸脱していないため、実施の形態1で述べているようなピーク間差により、大まかにそのローカル周期を求めておき、そのローカル周期だけが1であとは0になる矩形窓関数を式19の代わりに用いてフーリエ変換を実行し、ローカル周期 $B(i)$ を算出してもよい。また、レーザ干渉信号データ列の波形にノイズが伴われる場合において、平均周期とローカル周期とが上記方法では正確に予測できない変化がある場合は、窓関数条件をデータ列 $y(i)$ の i 近傍で最適になるように便宜変更する必要がある。なお、あらかじめ $y(i)$ に対してウェーブレット変換を実行しておき、時間一周波数解析を行い、ローカル周期がどのように推移するかを求めて、 $B(i)$ を算出してもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】 フーリエ変換分光器の構成を示す模式図である。

【図2】 図1に示すフーリエ変換分光器の電気系統の構成を示すブロック図である。

【図3】 レーザ干渉信号データの変化特性を示すグラ

【数15】

次の式20で表される演算が行われ、 $Y(j, i)$ が算出される。

【数16】

フである。

【図4】 レーザ干渉信号データの変化特性を示すグラフである。

【図5】 レーザ干渉信号データの変化特性を示すグラフである。

【図6】 レーザ干渉信号データの変化特性を示すグラフである。

【図7】 レーザ干渉信号データの変化特性を示すグラフである。

【図8】 ローカル周波数の時間に対する変化特性を示すグラフである。

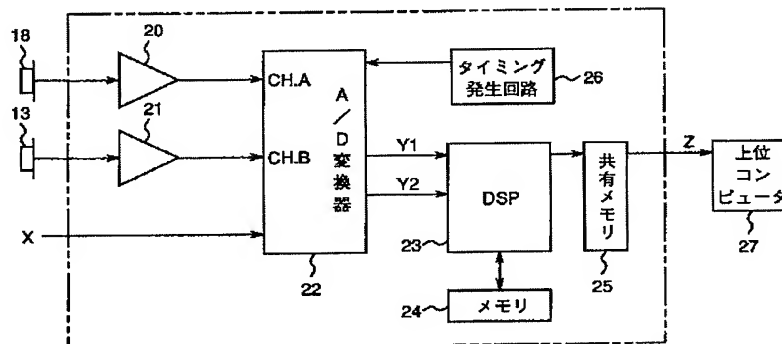
【図9】 ローカル周波数のデータ個数に対する変化特性を示すグラフである。

【図10】 積算ローカル周波数のデータ個数に対する変化特性を示すグラフである。

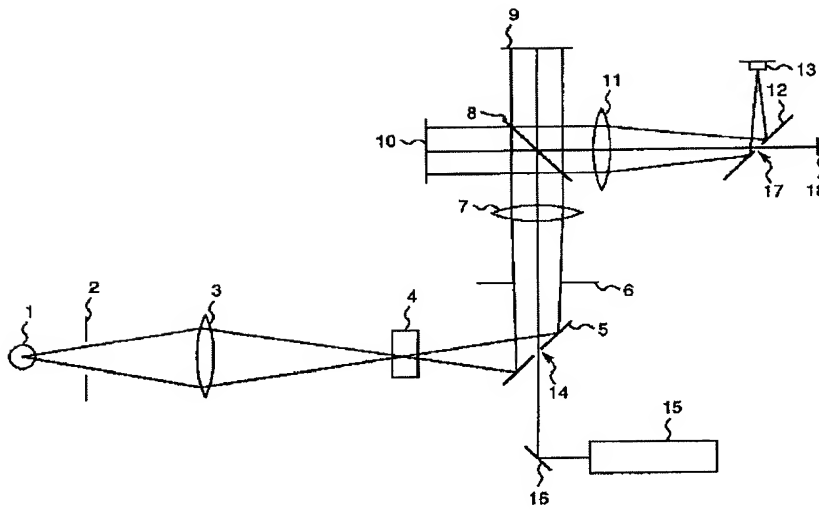
【符号の説明】

1 赤外光源、2 第1アパーチャ、3 第1レンズ、4 サンプル、5 第1反射ミラー、6 第2アパーチャ、7 第2レンズ、8 ビームスプリッタ、9 移動鏡、10 固定鏡、11 第3レンズ、12 第2反射ミラー、13 光センサ、14 穴、15 He-Neレーザ光源、16 反射鏡、17 穴、18 レーザ光センサ、20 第1増幅器、21 第2増幅器、22 A/D変換器、23 DSP、24 メモリ、25 共有メモリ、26 タイミング発生回路、27 上位コンピュータ。

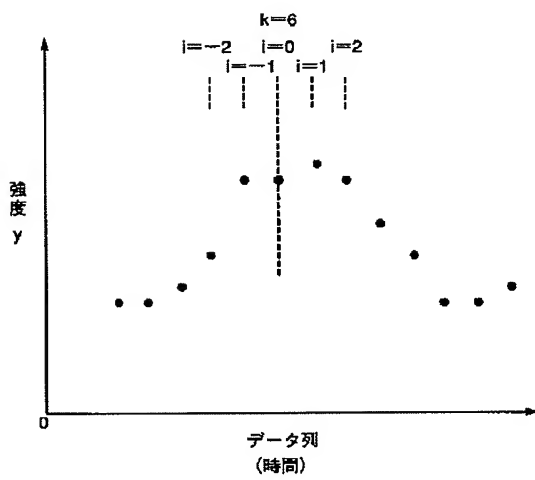
【図2】



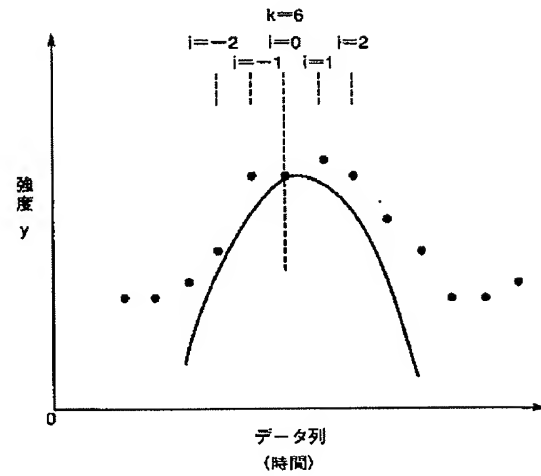
【図1】



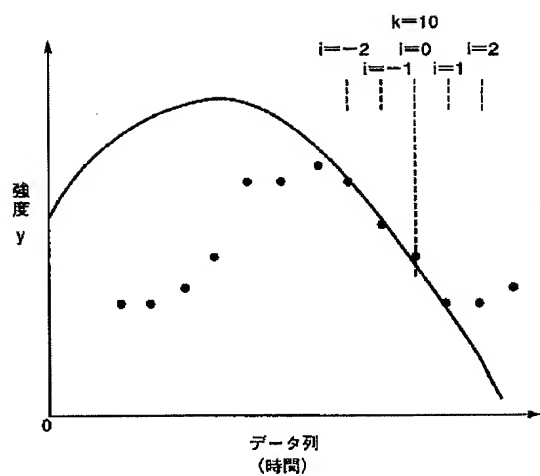
【図3】



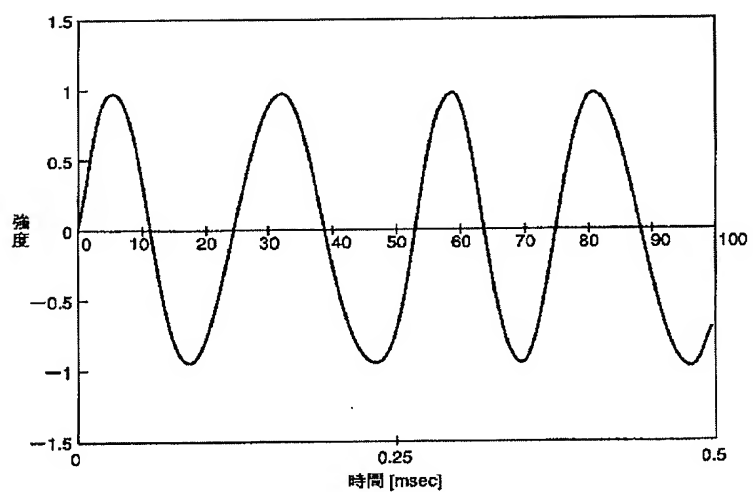
【図4】



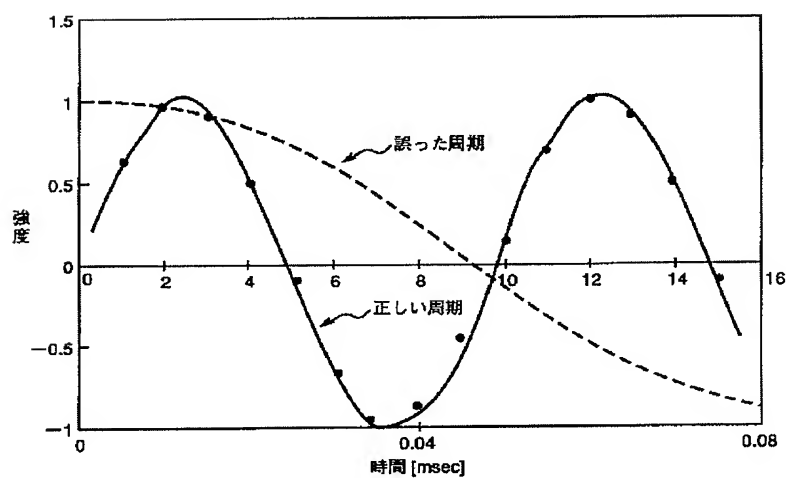
【図5】



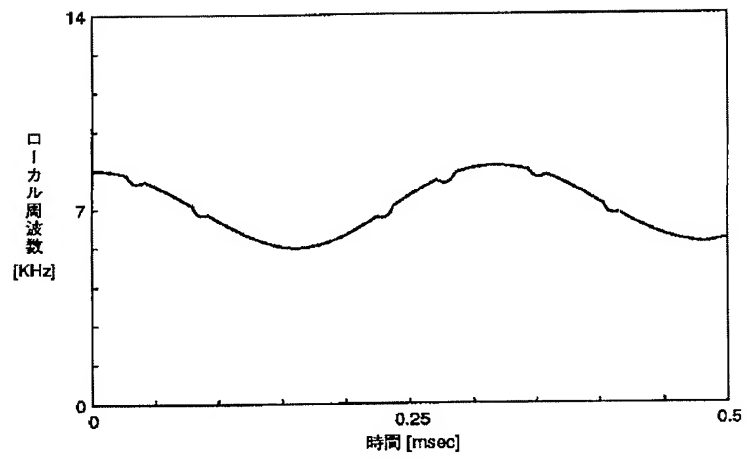
【図6】



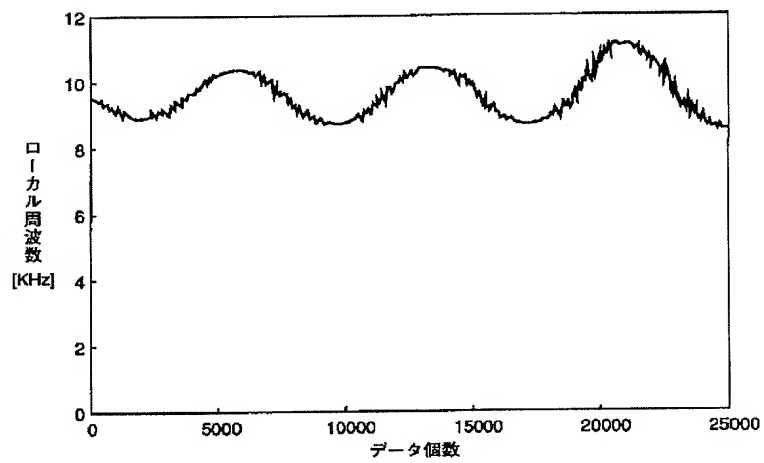
【図7】



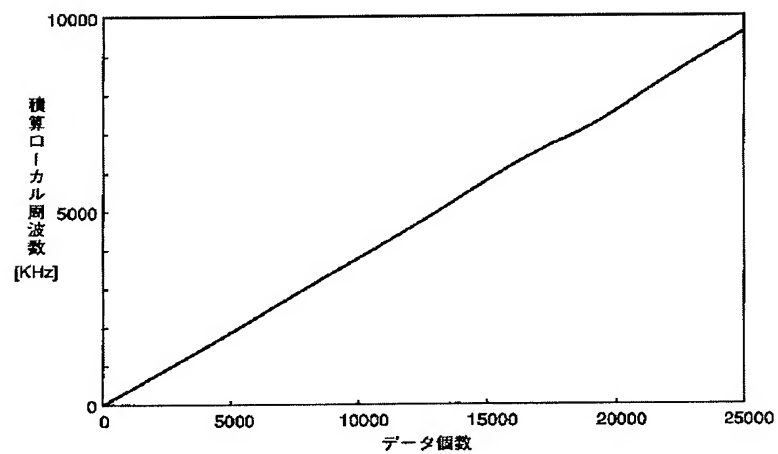
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 細谷 昌弘
大阪府寝屋川市下木田町14番5号 倉敷紡
績株式会社技術研究所内

SPECTRUM ANALYZER

Publication number: JP5026919 (A)

Publication date: 1993-02-05

Inventor(s): NAGANO MASAO +

Applicant(s): ADVANTEST CORP +

Classification:


- **international:** G01R23/16; G01R23/173; G01R23/16; (IPC1-7): G01R23/16

- **European:**

Application number: JP19910176765 19910717

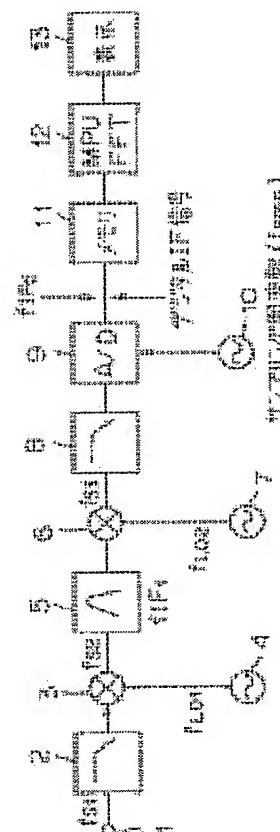
Priority number(s): JP19910176765 19910717

Also published as:

 JP2904425 (B2)

Abstract of JP 5026919 (A)

PURPOSE: To obtain a spectrum analyzer of which the measuring level accuracy is improved by correcting a scallop loss being inherent in fast Fourier transform. **CONSTITUTION:** A spectrum analyzer is equipped with an analog-digital converter 9 subjecting an input signal to analog-digital conversion and a memory 11 storing temporarily digital data obtained from the analog-digital conversion.; Moreover, it is equipped with a multiplier which multiplies the digital data stored in the aforesaid memory 11 by a Gaussian function as a windowfunction, a fast Fourier transform unit which applies a fast Fourier transform processing to the result of multiplication of the digital data by the window function, an interpolating processor which applies an interpolation processing by tertiary function approximation to the result of the fast Fourier transform processing and a display unit 13 displaying the result of the interpolation processing.



Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-26919

(43)公開日 平成5年(1993)2月5日

(51)Int.Cl.⁵

G 0 1 R 23/16

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

B 7706-2G

D 7706-2G

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平3-176765

(22)出願日 平成3年(1991)7月17日

(71)出願人 390005175

株式会社アドバンテスト

東京都練馬区旭町1丁目32番1号

(72)発明者 長野 昌生

東京都練馬区旭町1丁目32番1号 株式会
社アドバンテスト内

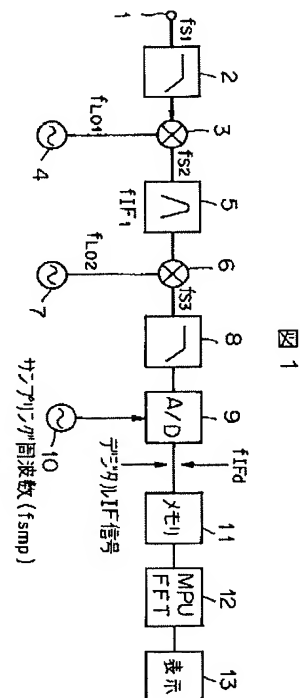
(74)代理人 弁理士 草野 卓

(54)【発明の名称】 スペクトラム・アナライザ

(57)【要約】 (修正有)

【目的】高速フーリエ変換に固有のスカルップ・ロスを補正して測定レベル確度を向上したスペクトラム・アナライザを提供する。

【構成】入力信号をアナログーデジタル変換するアナログーデジタル変換器9を具備し、アナログーデジタル変換されたデジタル・データを一時的に記憶するメモリ11を具備し、上記メモリ11に記憶されたデジタル・データに対し窓関数としてガウス関数を掛ける掛算器を具備し、デジタル・データに対して窓関数を掛けた結果のものに対して高速フーリエ変換処理を施す高速フーリエ変換器を具備し、高速フーリエ変換処理結果に対して3次関数近似による補間処理を施す補間処理器を具備し、補間処理結果を表示する表示器13を具備したスペクトラム・アナライザ。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 入力信号をアナログーデジタル変換するアナログーデジタル変換器を具備し、アナログーデジタル変換されたデジタル・データを一時的に記憶するメモリを具備し、上記メモリに記憶されたデジタル・データに対し窓関数としてガウス関数を掛ける掛算器を具備し、デジタル・データに対して窓関数を掛けた結果のものに対して高速フーリエ変換処理を施す高速フーリエ変換器を具備し、高速フーリエ変換処理結果に対して3次関数近似による補間処理を施す補間処理器を具備し、補間処理結果を表示する表示器を具備することを特徴とするスペクトラム・アナライザ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、スペクトラム・アナライザに関し、特に高速フーリエ変換（FFT）に固有のスカルップ・ロス（Scallop Loss）を補正して測定レベル精度を向上したスペクトラム・アナライザに関する。

【0002】

【従来の技術】この発明の従来例を図1を参照して説明する。図1において、分析されるべき信号 f_{s1} は入力端子1に入力され、第1の低域フィルタ2を介して第1のミキサ3の一方の入力に供給される。4は第1のミキサ3の他方の入力に接続された第1の局部発振器であり、周波数 f_{L01} の信号を出力するものである。ミキサ3の周波数 $f_{s2} (= f_{L02} \pm f_{s1})$ の出力信号は中心周波数 f_{IF1} の帯域フィルタ5を介して第2のミキサ6の一方の入力端子に印加されている。7は第2のミキサ6の他方の入力に接続された第2の局部発振器であり、周波数 f_{L02} の信号を出力するものである。ミキサ6の周波数 $f_{s3} (= f_{L02} \pm f_{s2})$ の出力信号は第2の低域フィルタ8を介してA/D変換器9に印加されている。10はサンプリング周波数（ f_{smp} ）発振器である。A/D変換器9においてサンプリング周波数（ f_{smp} ）でA/D変換されたデジタルIF信号 f_{IFd} は、メモリ11に一時的に記憶され、次いで内臓コンピュータ処理部12においてFFT処理されて周波数領域データに変換後、表示器13に表示される。なお、FFTにおいては、一般に、信号にFFT処理を施すに先だってこれに対して窓関数が掛けられる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】上述の如くに高速フーリエ変換された周波数領域データには、スカルップ・ロスと称するレベル変動（低下）が必然的に付随する。ここで、スカルップ・ロスについて図2を参照して簡単に説明する。高速フーリエ変換においては、信号に窓関数を掛けることにより周波数スペクトルの漏れが少なくなるようにしている。ところが、この場合、周波数は量子化されているので、観測される信号の周波数 f_0 が量子

化された周波数とたまたま共通している場合に限って正しいレベルが観測されるに過ぎず、量子化された周波数の間の周波数における信号は如何に補間しようとも必ず真のレベルより低いレベルとして観測されることとなる。周波数 f_0 のところのレベルと量子化された周波数1単位の $1/2$ だけずれたところのレベルとの間の差をスカロップ・ロスと称している。このロスは概ね1dB程度である。レベル精度の向上のみに着目してその他の特性の劣化は度外視した特殊な窓関数でも採用しない限り、FFTポイント数を如何に増大しても、このスカロップ・ロスは小さくはならない性質のものである。

【0004】この発明は、上述の通りの欠点、問題を解消、除去したスペクトラム・アナライザを提供しようとするものである。

【0005】

【課題を解決するための手段】スペクトラム・アナライザにおいて、先ず分析されるべき時間領域データを入力し、次いで時間領域データ入力に窓関数を掛け、その結果のものにFFT演算処理を施して時間領域データを周波数領域データに変換し、この周波数領域データに補間処理或いはピーク値補正処理を施し、補正処理を施されたデータを表示用メモリに転送し、表示する。

【0006】

【実施例】この発明の実施例を図1を用いて説明をする。図自体はこの発明と従来例との間に相違するところはない。メモリ部11に記憶された内容についての内臓コンピュータ12による処理の流れの概要は以下の通りである。

第1 時間領域データの入力

第2 時間領域データ入力に窓関数を掛ける

第3 FFT演算処理を施し、時間領域データを周波数領域データに変換する

第4 補間処理或いはピーク値補正処理を施す

第5 補正処理を施されたデータを表示用メモリに転送し、表示する

高速フーリエ変換においては、信号に窓関数を掛けることにより周波数スペクトルの漏れを少なくなるようにしているが、この場合、周波数が量子化されているので、観測される信号の周波数 f_0 が量子化された周波数とたまたま共通している場合に限って正しいレベルが観測されるに過ぎず、量子化された周波数の間の周波数における信号は如何に補間しようとも必ず真のレベルより低いレベルとして観測されるに到る、ということについては上述した。図2には、FFT処理された周波数領域データのピークの近傍が示されている。周波数 f_0 のところのレベルと量子化された周波数1単位の $1/2$ だけずれたところ即ち周波数 $f_{-0.5}$ および $f_{0.5}$ のところのレベルとの間の差をスカロップ・ロスと言うのであるが、この発明はこの周波数領域データのピークの近傍を関数近似により補間することにより真のピーク値を近似しよう

とするものである。

【0007】この発明を更に詳しく説明する。入力信号 f_{s1} は、上述の通り、入力端子1に入力され、第1の低域フィルタ2から第2の低域フィルタ8に到る周波数変換処理を施されて信号 f_{s3} とされる。この信号 f_{s3} はアナログーデジタル変換器9に印加されてデジタルI/F信号 f_{IFD} に変換される。このアナログーデジタル変換された時間領域データであるデジタル・データI/F信号 f_{IFD} は一時的にメモリ11に記憶される。上記

メモリ11に記憶されたデジタル・データは、先ず、窓関数としてガウス関数を掛ける掛算器に印加される。ところで、ガウス関数は下記のとおりのものであり、そして時間領域データが1周期の正数倍の場合、正数倍ではない場合の周波数領域データは図3に示される通りである。

【0008】

【数1】

$$w(n) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left[\alpha \frac{n}{N/2} \right]^2 \right] \quad (2)$$

そのフーリエ変換は

$$W(\theta) = \frac{1}{2} \frac{\sqrt{2\pi}}{\alpha} \exp \left[-\frac{1}{2} \left[\frac{N}{\alpha} \theta \right]^2 \right] * D(\theta) \quad (3)$$

$W(0)$ となるよう、正規化して、

$$W'(\theta) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left[\frac{N}{\alpha} \theta \right]^2 \right] * D(\theta) / N \quad (3)'$$

$D(\theta)$ は Dirichlet の核で、位相を考慮しなければ、

$$D(\theta) = \frac{1}{N} \cdot \frac{\sin \left[\frac{N}{2} \theta \right]}{\sin \left[\frac{1}{2} \theta \right]} \quad \theta = \theta(n) = \frac{2\pi}{N} n \quad (4)$$

ただし、 $N = \text{FFT}$ ポイント数、 $\alpha = 3.5$ 、 $\theta = \text{ラジアン}$ 、 $*$ = 畳み込み、 $-N/2 \leq n \leq N/2$ である。

次いで、高速フーリエ変換処理器において、掛算器においてデジタル・データに対して窓関数を掛けた結果に対して高速フーリエ変換を施す。最後に、補間処理器において、高速フーリエ変換処理結果に対して3次関数近

似による補間処理を施し、この補間処理結果を表示部13に表示する。

【0009】ここで、近似関数の次数についてであるが、

【0010】

【数2】

$W'(\theta)$ は(3)から

$$W'(\theta) = \exp \left[-\frac{1}{2} \left[\frac{N}{\alpha} \theta \right]^2 \right] * D(\theta) / N \quad (3)'$$

$\alpha > 2.5$ かつ、 θ が十分小さいときは、 $D(\theta) / N$ の影響が無視できて、

$$W'(\theta) \approx \exp \left[-\frac{1}{2} \left[\frac{N}{\alpha \beta} \theta \right]^2 \right]$$

β は、 $D(\theta)$ との畳み込みの影響で、メインローブが多少広がることを意味します。

$$\theta = \theta(n) = \frac{2\pi}{N} n \quad \text{であるから、}$$

$$W'(\theta) \approx \exp \left[-\frac{1}{2} \left[\frac{2\pi n}{\alpha \beta} \right]^2 \right] = \exp \left[-\frac{2\pi^2 n^2}{\alpha \beta} \right]$$

$$a = \frac{2\pi^2}{\alpha \beta} \quad \text{と置き換えてしまえば、}$$

$$W'(\theta) \approx \exp \left[-a n^2 \right]$$

$W'(\theta)$ を dB 単位に変換すれば、

$$20 \log \left[W'(\theta) \right] = 20 (-a n^2)$$

となり、結局 2 次関数となる。以上の結果から、dB 単位に変換されたデータにより近似する場合は、関数の次数は 2 次以上であればよいことがわかる。

【0011】

【発明の効果】従来、スカロップ・ロス は概ね 1 dB 程度であったところ、この発明によれば、図 4 に示される程度のロスとすることができた。

【図面の簡単な説明】

【図 1】スペクトラム・アナライザのブロック図。

【図 2】FFT 処理された周波数領域データのピークの

近傍を示す図。

【図 3】時間領域データが 1 周期の正数倍の場合、正数倍ではない場合の周波数領域データを示す図。

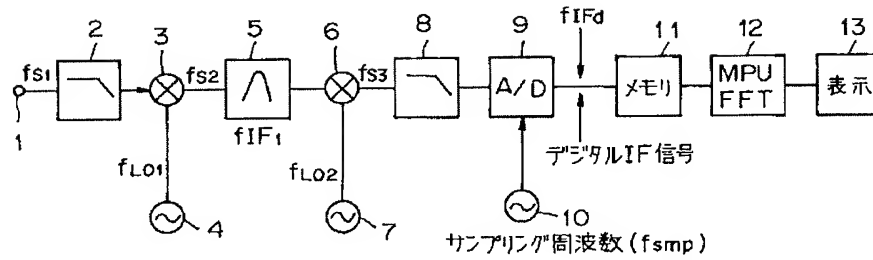
【図 4】スカロップ・ロスを示す図。

【符号の説明】

- 9 アナログーデジタル変換器
- 11 メモリ
- 12 内臓コンピュータ処理部
- 13 表示器

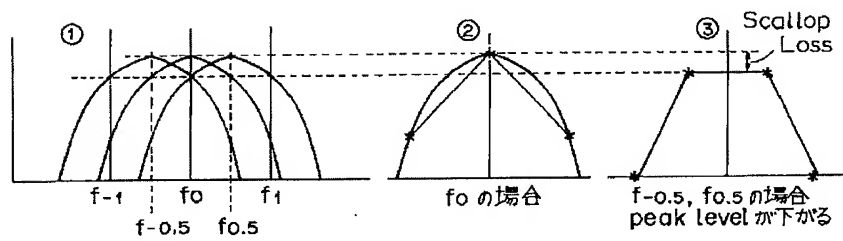
【図1】

図 1



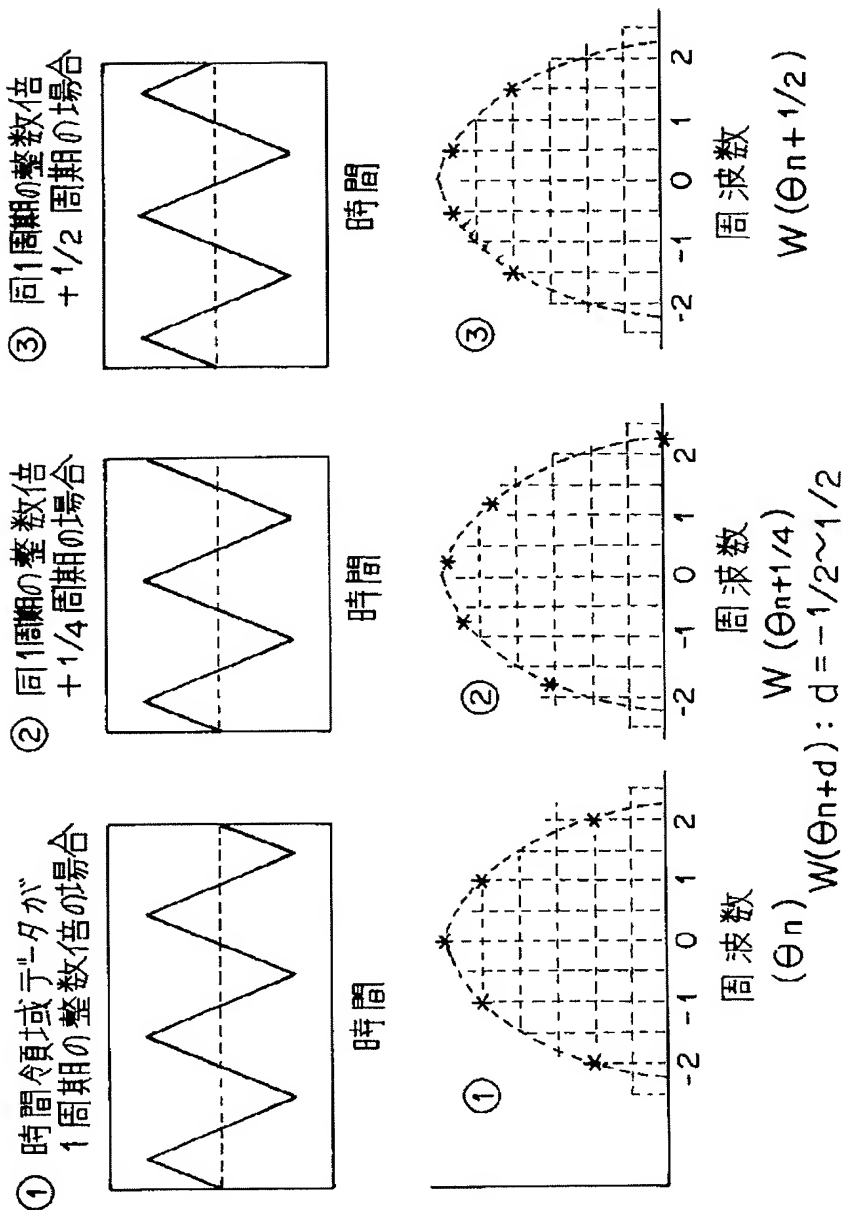
【図2】

図 2



(6)

図3



【図3】

【図4】

図 4

Alpha	Higest Side- lobe level (dB)	3.0 dB BW (dB)	Scallop Loss (dB)	6.0 dB BW (dB)	Co- Scallop Loss (dB) *
2.5	-49.74658	1.279107	1.835533	1.807981	a:0.3519247 b:0.0535666 c:0.0022369 d:-0.0016551
3.0	-64.49331	1.493200	1.354861	2.104017	a:0.3106024 b:0.0679283 c:0.0131678 d:0.0017826
3.5	-81.68355	1.728911	1.172997	2.440785	a:0.2426486 b:0.0587337 c:0.0137240 d:0.0029515
3.5* sqrt (2)	-145.92059	2.440785	0.518907	3.451811	a:0.1182157 b:0.0027638 c:0.0059507 d:0.0001008

注 *：3次補間後に於けるロス。

a：2倍補間 b：4倍補間 c：8倍補間 d：16倍補間

分解能：×64